

**SPANNUNGSUNTERSUCHUNGEN AN
HÜFTGELENKSENDOPROTHESEN**

Hans Joachim Rotter

1981

Aus der
Orthopädischen Klinik der Universität München
Direktor: Professor Dr. med. A. N. Witt

Spannungsuntersuchungen an Hüftgelenksendoprothesen

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der
gesamten Medizin
an der Ludwig-Maximilians-Universität
zu München

vorgelegt von
Hans Joachim Rotter
aus Kaufbeuren
Jahr
1980

Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin der
Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. M. Jäger

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. W. Brendel

Privatdozent Dr. med. habil. Dr.-Ing. M. Ungethüm

Dekan: Prof. Dr. med. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 26. Mai 1981



Persönliches Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand während meines Studiums in den Jahren 1977 - 1979. Die Versuche und Messungen wurden am Biomechanischen Labor der Orthopädischen Klinik München durchgeführt.

Ihrem ärztlichen Direktor, Prof. Dr. A. N. Witt, gilt daher mein Dank an allererster Stelle. Professor Witt half mir auch mit zahlreichen Literaturhinweisen, mich auf dem großen Gebiet der Endoprothetik zu orientieren. Er ermöglichte mir auch die Auswertung meiner Messungen am Leibniz-Rechenzentrum der Bayerischen Akademie der Wissenschaften, indem er mir dort unentgeltliche Benutzungsrechte erwirkte.

Mein ganz besonderer Dank gilt vor allem Herrn Prof. Dr. M. Jäger, leitender Oberarzt der Orthopädischen Klinik. Nur durch ihn konnte diese Arbeit überhaupt zustande kommen. Professor Jäger gab mir die Anregung für dieses Dissertationsthema und hat auch das verantwortliche Referat inne. Er gab mir nicht nur wertvolle Ratschläge und Hinweise aus seiner eigenen wissenschaftlichen Tätigkeit, vielmehr hat seine ständige Anleitung den Fortschritt der Arbeit wesentlich gefördert und mir Fehler erspart. Ebenso eröffnete mir sein Einfluß die Möglichkeit, die Versuche am Biomechanischen Labor durchzuführen. Für seinen Rat, an der Klinik zu famulieren, bin ich ihm besonders zu Dank verpflichtet. Durch diese, auf seine Vermittlung zustande gekommene Famulatur, verdanke ich Professor Jäger eine große Erweiterung meines Horizonts über das Thema dieser Dissertation hinaus auf das Gesamtgebiet und die Problematik der Endoprothetik.

Herrn Priv. Doz. Dr. M. Ungethüm, damals Leiter des

Biomechanischen Labors, danke ich für die ständige Betreuung während der Versuche. Herr Dr. Ungethüm scheute weder Mühen noch Kosten, um die komplizierten Einrichtungen bereitzustellen, die ich für meine Arbeit benötigte, und die teilweise neu angeschafft werden mußten. Er opferte mir trotz seiner zahlreichen Verpflichtungen viel Arbeitszeit, eine Tatsache, die gar nicht hoch genug angerechnet werden kann. Auch danke ich dafür, daß er mir seine umfangreiche Literatursammlung zur Verfügung gestellt hat.

Dies hat mir die Einarbeitung in dieses Dissertationsthema, das umfangreiche maschinenbauliche Grundlagen erfordert, sehr erleichtert.

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung	
1.1. Hinführung auf die Problematik	7
1.2. Anatomie des Hüftgelenks	7
1.3. Pathologie des Hüftgelenks, Indikationen für Alloarthroplastik	9
1.3.1. Hemiplastik	9
1.3.2. Totalplastik	10
1.4. Beschreibung des operativen Vorgehens	11
2. Problemstellung	12
2.1. Beschreibung der einzelnen Versagensfälle	13
2.2. Formulierung der Aufgabenstellung	14
3. Vorbetrachtungen zu den Experimenten	15
3.1. Darstellung der verschiedenen Lösungswege	15
4. Beschreibung des Versuchsaufbaues (Kurzfassung)	17
5. Technische und physikalische Grundlagen der Werkstoffprüfung, angewandt auf die Aufgabenstellung	20
5.1. Zusammenhang Kraft-Spannung-Dehnung	20
5.2. Brucharten	20

	Seite
6. Beschreibung der einzelnen Komponenten der Versuche	25
6.1. Vorbemerkung	25
6.2. Kraft-und Beweglichkeitsanalyse des Hüftgelenks	25
6.2.1. Voraussetzungen	25
6.2.2. Beanspruchung des Oberschenkelkopfes beim symmetrischen Stand auf beiden Beinen	27
6.2.3. Beanspruchung des Oberschenkelkopfes beim Gang (Stand-beinperiode)	29
6.2.4. Beanspruchung des Hüftgelenks mit Prothese	34
6.2.5. Kraftfluß in der Prothese	37
6.2.6. Simulation des in der Prothese auftretenden Kraftflusses	46
6.2.7. Konsequenzen für das Anbringen der DMS	49
6.2.8. Praktische Durchführung	49
6.3. Einbettung der Prothesen in ein Haltemedium	50
6.3.1. Vorbemerkung	50
6.3.2. Wahl des Einbettungsmaterials	52
6.3.3. Einbetthöhen	52
6.3.4. Orientierung der Prothese im Femur	58
6.4. Registrierung der Kräfte	59
6.4.1. Beschreibung der einzelnen Methoden	59

	Seite
6.4.1.1. Zerstörende Methoden	59
6.4.1.2. Zerstörungsfreie Methoden	59
6.4.2. Die Grundlagen der DMS Anwendung	63
6.4.3. Gebrauch der DMS	64
6.4.4. Verarbeitung der DMS Signale	65
6.4.5. Störgrößen bei der DMS Anwendung	68
6.4.5.1. Anbringung der DMS	68
6.4.5.2. Einfluß der Schaltungsart	69
7. Auswahl und Einteilung der Prothesen	71
7.1. Auswahl	71
7.2. Art der angestrebten Vergleiche	71
7.3. Einteilung der Prothesen	73
8. Auswertung der Ergebnisse	76
8.1. Hilfsmittel	76
8.2. Versuchsergebnisse an einer einzelnen Meßstelle	76
8.3. Angewandte Verfahren	78
8.4. Abruf der Ergebnisse	80
8.5. Graphische Darstellung	81
9. Auswertung der Vorversuche	86
10. Auswertung der systematischen Messungen	86
10.1. Zur Systematik	86
10.2. Allgemeiner Teil	88

	Seite
10.2.1. Allgemeiner Teil	88
10.2.2. Stellung der Prothese	90
10.2.3. Eingußhöhen	92
10.2.4. Kragenauflagefläche	93
10.2.5. Schlechter Sitz der Prothese	93
10.2.6. Weitere Sätze	94
10.3. Spezieller Teil	96
10.4. Allgemeiner Teil des Vergleichs	113
10.4.1. Höhen	113
10.4.2. Einfluß der Stellung auf $\partial\sigma/\partial h$	114
10.4.3. Einfluß der Schaftlänge auf $\partial\sigma/\partial y$	114
10.4.4. Einfluß der Halslänge auf σ	116
10.4.5. Einfluß der Schaftkrüm- mung	116
10.4.6. Weitere Auswirkungen der Schaftlänge	117
10.5. Spezieller Teil der Vergleiche	119
10.6. Auswertung der Knocheneinbettun- gen	123
10.7. Schlußbemerkung	127
11. Fehleranalyse	128
12. Zusammenfassung der Ergebnisse und Folge- rungen	131
13. Anwendung der Erkenntnisse, Gültigkeitsbe- reich, Ausblick	141
14. Zusammenfassung	143
15. Literaturverzeichnis	146
16. Anhang: Datenverarbeitung	171

Verzeichnis der im Text häufig vorkommenden Abkürzungen und Zeichen

1. Abkürzungen

DMS	Dehnmeßstreifen
ϵ	Dehnung = relative Längenänderung $\Delta l/l$
F	Kraft F
KG	Körpergewicht
R	Kraft R ("Resultierende") oder Elektrischer Widerstand R
σ	Spannung = Kraft pro Querschnittsfläche
U	Elektrische Spannung

2. Benennungen

kg	Kilogramm (Masse)
N	Newton (Kraft) = $m \text{ kg sec}^{-2}$
Ω	Ohm (Elektrischer Widerstand) = V/A
Pa	Pascal (Druck-, Scher-, Zugspannung) = N/m^2
Mpa, Gpa	Megapascal = 10^6 Pa, Gigapascal = 10^9 Pa
V	Volt (Elektrische Spannung)

3. Zeichen

$\vec{a}, \vec{A}$	Vektor a oder A
$\overrightarrow{AB}$	Vektor vom Punkt A zum Punkt B
$\overline{AB}$	Strecke zwischen den Punkten A und B
$\vec{A} \times \vec{B}$	Vektorprodukt zweier Vektoren
$<, \ll$	kleiner als, wesentlich kleiner als
$=, \neq$	gleich, ungleich
$\sim$	proportional
$\Rightarrow$	daraus folgt
dy/dx	Differentialquotient y nach x
$\partial y / \partial x$	Partieller Differentialquotient y nach x
$\angle$	Winkel
$\{x E\}$	Menge der x mit Eigenschaft E
$ a $	Betrag von a
Δl	Differenz zweier Werte l_1 und l_2

Weitere, in Formeln und Skizzen gebrauchte Abkürzungen und Zeichen sind jeweils dort erläutert.

1. Einleitung

1.1. Hinführung auf die Problematik

Zunehmende Bedeutung in der orthopädischen Chirurgie gewinnt der totale Ersatz des durch Krankheit oder Trauma geschädigten Hüftgelenkes. Im letzten Jahrzehnt wurde sehr erfolgreich an der Weiterentwicklung des künstlichen Hüftgelenkes gearbeitet und in der rasch anwachsenden Literatur wird über viele ermutigende Erfolge, neue Techniken und Modelle berichtet (126). Doch die Verschiedenheit von Konstruktion und Material der gegenwärtig verwendeten Prothesentypen und die klinischen Probleme bei ihrer Anwendung zeigen die Notwendigkeit weiterer Forschung (98). So traten in den letzten Jahren die Versagensfälle aufgrund von Materialbrüchen stark in den Vordergrund (14). Die Ursachen dafür sind zahlreich und die damit verbundenen Probleme sehr komplexer Natur. Meine Arbeit behandelt den mechanischen Aspekt dieser Problematik.

1.2. Anatomie des Hüftgelenks (Articulatio coxae)

Das Hüftgelenk ist das Gelenk zwischen Oberschenkelkopf und dem Acetabulum des Hüftbeines. Der Rand der Gelenkpfanne wird noch durch einen faserknorpeligen Ring, das Labrum acetabulare, so erhöht, daß nahezu 2/3 des Kopfes in der Pfanne liegen. Das Hüftgelenk ist somit eine Abart des Kugelgelenkes, die man Nußgelenk, Articulatio cotylica, nennt. Das Labrum

acetabulare überbrückt auch die Incisura acetabuli, und ist hier mit dem Ligamentum transversum acetabuli verschmolzen, das die Incisur bis auf ein kleines Loch für den Durchtritt von Gefäßen verschließt. Die stärkste Stelle der Pfanne ist das Dach. Hier findet in der Hauptsache die Übertragung der Last des Rumpfes auf den Oberschenkelkopf statt. Hier ist auch die breiteste Stelle der überknorpelten Facies lunata.

Die kräftige Gelenkkapsel entspringt vom knöchernen Rande der Gelenkpfanne. Das labrum acetabulare springt als freie Lippe in den Gelenkraum vor. Die Kapsel hüllt vorne den ganzen Schenkelhals ein und setzt an der Linea intertrochanterica an. Hinten umschließt sie nur $\frac{2}{3}$ des Schenkelhalses.

Verstärkt wird die Kapsel durch vier Bänder. Das Lig. iliofemorale, das stärkste Band des menschlichen Körpers, das Lig. pubofemorale, das Lig. ischiofemorale, und die Zona orbicularis.

Die auf das Hüftgelenk wirkenden Muskeln sind
1. die Hüftmuskeln, 2. die vom Becken entspringenden Oberschenkelmuskeln.

Die Hüftmuskeln entspringen breitflächig vom Becken und setzen am oberen Femurende, im Bereich der Trochanteren, an. Die vom Becken kommenden Oberschenkelmuskeln setzen entweder gestaffelt weiter distal am Femur an (Adduktoren), oder ziehen über das Kniegelenk hinweg zum proximalen Ende der Unterschenkelknochen (Beuger und Strecker). Ansätze der Hüft- und Ursprünge der Oberschenkelmuskeln überschneiden sich in der Umgebung des Hüftgelenkes. Beim Standbein balancieren beide Muskelgruppen das Becken auf dem Oberschenkel, das Spielbein bewegen sie in den verschiedenen Ebenen des Raumes.

Es sollen nun die maßgebenden Muskeln der beiden Gruppen aufgezählt werden:

1. Hüftmuskeln: M. iliopsoas, M. gluteus maximus, medius, minimus, M. tensor fasciae latae, die tiefe Schicht der äußeren Hüftmuskulatur.

2. Oberschenkelmuskeln: Die Extensoren, M. sartorius, M. Quadrizeps femoris, die Adduktorengruppe, die Flexoren.

Die Anatomie des Hüftgelenks und die Aufzählung der daran angreifenden Muskeln wurde deshalb so ausführlich dargestellt, da sie die Grundlage zum Verständnis der im Hüftgelenk wirkenden Kräfte sind.

Aufgrund der Vielzahl der angreifenden Muskeln ist es ohne Weiteres einsehbar, daß die auf das Hüftgelenk wirkende Kraft ein Vielfaches des Körpergewichtes ausmacht.

1.3. Pathologie des Hüftgelenks, Indikatoren für eine Total- oder Hemiendoprothese (51)

1.3.1. Hemiplastik

Voraussetzung für die Anwendung dieser Methode ist die Unversehrtheit des Knorpels der Gelenkpfanne. Bei der Operation wird dann nur der Hüftkopf durch die Prothese ersetzt, der künstliche Hüftkopf artikuliert dann mit der natürlichen Pfanne. Die Indikationen für diese Operation sind z.B. frische mediale Schenkelhalsfrakturen, auch Schenkelhalspseudoarthrosen, jeweils unter der Voraussetzung, daß der Patient nicht jünger als 60 Jahre ist.

Diese wichtige Voraussetzung, die aufgrund der Lebensdauer des alloarthroplastischen Implantats gemacht werden muß, kann nur unter besonderen Umständen außer acht bleiben, etwa bei malignen Knochentumoren (55), aber auch bei benignen Tumoren, die eine Resektion erfordern.

Falls nötig, ist nachträglich eine Ergänzung zur Totalplastik möglich, besonders einfach ist dies bei Prothesentypen mit auswechselbarem Kopf.

1.3.2. Totalplastik

Diese Operation wird angewandt, wenn der Pfannenknorpel zerstört oder stark angegriffen ist. Das ist der Fall bei degenerativen Erkrankungen, z.B. Arthrose oder abakteriellen Entzündungen. Als weitere Indikation kommen in Frage Schenkelhalsfrakturen oder Pseudoarthrosen, sofern man hier nicht mit einer Single (Hemi-) Prothese auskommt, posttraumatischen Hüftkopfnekrosen, oder aseptische Knochennekrosen.

Auch hier muß als Voraussetzung gelten, daß der Patient älter ist als 60 Jahre.

Davon kann nur in schweren Fällen polyartikulärer Behinderung abgewichen werden, z.B. M. Bechterew, P. C. P., schwere Kombinationsarthrosen, Hüfte und Kniegelenk oder Hüfte und Lendenwirbelsäule, oder multiple Ankylosen anderer Herkunft.

Eine Totalendoprothese wird ohne Rücksicht auf das Alter des Patienten auch bei Tumoren des proximalen Femurs nötig (28). Hierfür stehen besondere Tumorprothesen, die die nötige großzügige Knochenresek-

tion ausgleichen, zur Verfügung.

Ganz allgemein kann man aber sagen, daß eine Alloarthroplastik erst nach vollständiger Ausschöpfung gelenkerhaltender Methoden in Frage kommt (8).

1.4. Beschreibung des operativen Vorgehens (128)

In Rückenlage des Patienten wird die Kapsel freigelegt und soweit als möglich reseziert. Nach Luxation des Hüftkopfes erfolgt dessen Resektion an der Schenkelhalsbasis. Anschließend Entknorpelung und Anfrischung der Pfanne. Nach Zubereiten des Knochenzements wird dieser in das ausgefräste Acetabulum eingebracht und anschließend das künstliche Acetabulum unter Druck eingesetzt. Nach Aushärten des Zementes erfolgt die Vorbereitung des coxalen Femurs zur Aufnahme der Schaftprothese. Auch hier wiederum Einbringen von Kittsubstanz zur Fixation der Prothese, die anschließend eingesetzt wird. Dabei wird darauf geachtet, daß ein genauer Aufsitz der Prothese an der vorbereiteten Schenkelhalsbasis erfolgt. Ist der Zement ausgehärtet, erfolgt die Reposition. Nach Prüfung der Beweglichkeit des neuen Gelenks schichtweiser Wundverschluß mit Einlegen von Redon-drainagen (12, 13).

In der postoperativen Phase wird der entstandene Hohlraum um den neuen Schenkelhals mit Narbengewebe aufgefüllt, es bildet sich dadurch eine neue Gelenkkapsel, die in den meisten Fällen neue Synovialflüssigkeit erzeugt.

2. Problemstellung

Wie schon erwähnt, stellt eine Coxarthrose die häufigste Indikation für den totalen Hüftgelenkersatz dar. Eine Arthrose kann unter anderem das Ergebnis extremer mechanischer Beanspruchung sein. So liegt der Druck, den der Knorpel bei funktioneller Belastung des Hüftgelenks maximal aushalten muß, bei etwa 2 MPascal. Die Bedingungen unter denen es zur Arthrose durch mechanische Beanspruchungen kommt, setzen jedoch voraus, daß aufgrund pathologischer Veränderungen ein fünfzehn bis zwanzigmal höherer Druck über Jahre hinweg auf den Knorpel einwirkt (11).

Die Arthrose stellt dann sozusagen die Kapitulation der natürlichen Reparaturmechanismen des Körpers vor dieser extremen mechanischen Beanspruchung dar (79).

Aus dieser scheinbar ausweglosen Situation soll nun die Technik der Hüftendoprothetik herausführen.

Es kann deshalb nicht verwundern, daß dieses Gebiet trotz des hohen technischen und wissenschaftlichen Standes noch mit zahlreichen Problemen technischer und klinischer Art behaftet ist (11, 15, 18, 58, 66, 67, 67, 70, 97, 102, 105, 125, 127).

Befriedigend gelöst scheint bisher lediglich das Problem der Gewebe- und Körperverträglichkeit der verwendeten Werkstoffe.

Der Problemkreis reicht vom Verschleiß über Lockerungen (32, 49, 115, 124) der einzelnen Komponenten bis hin zu Brüchen, also dem totalen Versagen der implantierten Teile (107, 108, 109, 110). Tritt dieser Fall ein, so wird eine Reoperation und das Einsetzen einer neuen Prothese nötig. Besonders kritisch ist, daß nach dem einmal vorgenommenen Gelenk-

ersatz eine Arthrodeese, die in manchen Fällen zur Therapie durchaus geeignet sein kann, nicht mehr durchführbar ist und in jedem Falle ein neuer Gelenkersatz vorgenommen werden muß.

2.1. Beschreibung der einzelnen Versagensfälle

Angeführt wird die Liste der Versagensfälle von Pfannenlockerungen rein mechanischer und entzündlicher Art (19, 53). Es folgen Prothesenstiellockerungen im Femur (54).

Wie man sich vorstellen kann, sind gerade die Übergangsstellen zwischen den verschiedenen verwendeten Materialien durch die unterschiedlichen Elastizitätsmoduln hoch beansprucht (5, 29, 77, 133, 134).

Dies besonders deshalb, weil an diesen Stellen hohe Druck-, Scher- und Zugkräfte übertragen werden müssen, bedingt durch die Reibung der Gleitpartner und Keilwirkungen, z.B. des Prothesenschaftes.

Es treten also wesentlich höhere Kräfte auf, als bei der intakten Knochenstruktur (96, 100). Entsprechend groß sind dann natürlich auch die Kraftwirkungen auf Becken- und Oberschenkelknochen (16). Ein gesunder Knochen übersteht diese Beanspruchung problemlos, jedoch kann es bei älteren Patienten mit fortgeschrittener Altersosteoporose gelegentlich zu Pfannenprotrusion bzw. -prolaps oder sogar zu Femurfrakturen kommen (69).

Die Kräfte, die auf die Prothese wirken, werden weiter dadurch erhöht, daß der Schaft gelegentlich durch mangelnde Sorgfalt beim Einbau nicht vollständig von Knochenzement ummantelt ist. Ist eine derar-

Literaturquelle	Überprüfte Prothesen	Zahl der Brüche	Bruchrate (%)	Prothesen- typ
Salvati (1)	100	1	1	Charnley
Wilson (2)	100	1	1	Stanmore
Evarts (3)	200	1	0,5	Müller
Leinbach (4)	427	2	0,5	Müller
Murray (5)	267	1	0,4	Müller
Charnley (6)	6500	17	0,3	Charnley
Bechtol (7)	267	3	1,1	Charnley
Galante (9)	-	7 4	- -	Müller Charnley
Letournel (10)	1355	63	4,65	Lagr.-Let.
Caron (11)	275	2	0,7	Müller
Almby (12)	106	1	1	Müller
Ghimicescu (13)	111	1	1	St. Georg
Heipertz (14)	1096	3	0,3	-
Wolf (15)	1600	5	0,3	-
Andriacchi (16)	-	11	-	Charnl./Müll.
Enderle (17)	334	4	1,2	Müller
Becker (18)	-	50	-	Müller
Holz (20)	1407	6	0,4	Mü./Weller McKee
Beck (19)	1500	140	9,3	Müller
Linden (21)	-	2	-	Müller
Ritter (25)	-	80	-	Weber/Müller
Martens (29)	56	6	10,7	Müller
Ducheyne (30)	90	2	2,2	Charnley
Markolf (31)	-	5	-	Müller/Becht.
Eigenes Gut	-	7	-	Müll./McKee Weber/St.Geo.

Tab. 2.1. Bruchstatistik nach Ungethüm, 1977

tig eingebettete Prothese erst einmal nur geringfügig beweglich geworden, so ist das weitere Fortschreiten des Lockerungsprozesses nicht mehr aufzuhalten. Dadurch, daß die Prothese nur noch an wenigen Punkten feststeht, entstehen gerade an diesen Einspannstellen Spannungsspitzen, die die Zerstörung fortsetzen (62, 84, 101, 132, 136).

Bedenkt man noch den geringen zur Verfügung stehenden Einbauraum der Prothese im Femur, der Beschränkungen in der Materialstärke der Prothese verlangt, so ist es nicht verwunderlich, daß gelegentlich ein Bruch der implantierten Prothese beobachtet wird (1, 3, 14, 17, 25, 26, 30, 35, 36, 37, 39, 42, 60, 92, 93). Abb. 2.1. und Tabelle 2.1., Seite 13.2, 14.2.

2.2. Formulierung der Aufgabenstellung

Um diese und ähnliche Versagensfälle auszuschalten, ist eine Grundlagenforschung auf dem Gebiet der Festigkeitseigenschaften der verschiedenen Prothesentypen erforderlich. Es sollen deshalb in dieser Arbeit 25 ausgewählte, in Konstruktion und Material verschiedene Hüftgelenksprothesen auf ihre Festigkeitseigenschaften untersucht werden (27).

Ziel der Versuche ist es, die vorhandenen Prothesen auf ihre Festigkeit zu untersuchen und Vergleiche zu ziehen.

Auch sollen allgemeingültige Kriterien und Untersuchungsverfahren gefunden werden, die im Vorhinein Schlüsse auf die Bruchfestigkeit neuer Prothesen gestatten.

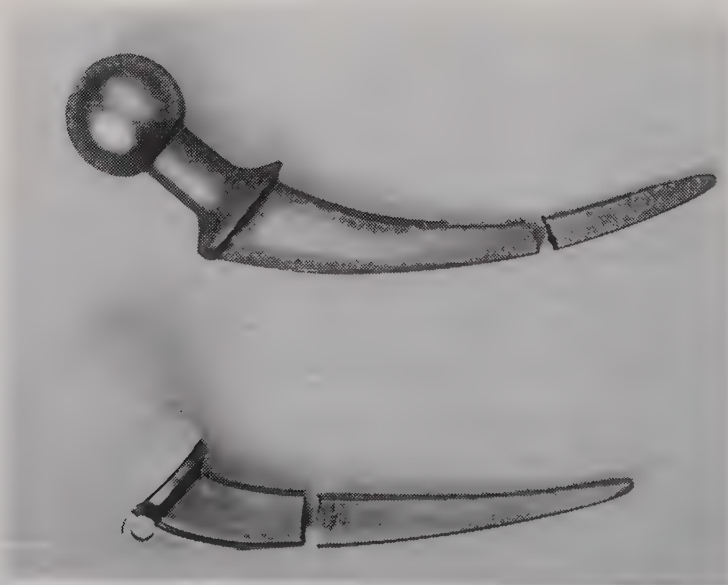
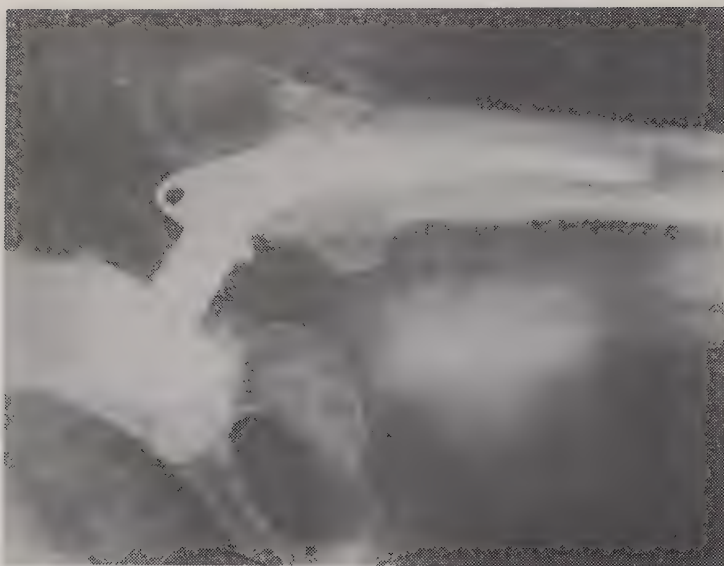


Abb. 2.1. Schaftbrüche. Links: Weber - Huggler, Mitte:
Müller Charnley, rechts: Weller

3. Vorbetrachtungen zu den Experimenten

3.1. Darstellung der verschiedenen Lösungswege

Ein rein rechnerisches Vorgehen bei der Zugspannungsanalyse, wobei die Spannungen aus den Biegemomenten errechnet werden müßten, scheidet trotz elektronischer Datenverarbeitung wegen des großen Aufwandes aus (88).

Zwar sind einzelne Analysen nach der Methode der finiten Elemente (38, 121, 135) durchgeführt worden, z.B. durch die Firma Dornier (101) oder den Prothesenhersteller Howmedica (47) und andere (7, 31, 64, 86, 87), jedoch eben immer nur für einzelne Modelle.

Dazu kommt, daß man auch bei diesen Verfahren nicht ganz ohne empirisch ermittelte Daten auskommt, man denke z.B. an die Festlegung einer Achse, die die Orientierung der Prothese im Femur angibt (90, 91). Dafür läßt sich wohl kaum ein allgemeingültiges Verfahren finden.

Es kommt also nur ein experimentelles Vorgehen in Betracht.

Die natürlichen physikalischen Verhältnisse müssen im Versuch möglichst realistisch simuliert werden, um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten.

Dazu sind äußerst sorgfältige Studien der Bedingungen und Kräfte im natürlichen und im prothetisch versorgten Hüftgelenk nötig.

Da aber selbst die umfangreichsten Studien die natürlichen Gegebenheiten nie vollständig erfassen können, oder die Versuchsergebnisse Tatsachen aufdecken können, die man nicht bedacht hat, ist eine Überprüfung nötig.

Die Messung der Kräfteverteilung an einer in vivo eingebetteten Prothese, dabei wären alle Versuchsbedingungen absolut realistisch, scheidet selbstverständlich aus, und ein Tierversuch verfälscht die anatomischen Gegebenheiten.

Eine Einbettung der Prothese in Leichenknochen wäre praktikabel, schließt jedoch die Vergleichbarkeit der Ergebnisse wegen der anatomischen Verschiedenheiten aus.

Es wurde deshalb der Weg beschritten, daß für die Prothesen der Serie eine standardisierte und rekonstruierbare Einbettung in Epoxydharz gewählt wurde, das auch andere Autoren verwendet haben.

Nach einem Vorschlag von Herrn Dr. Ungethüm wurden in einem abschließenden Versuch zwei Prothesen aus der Serie in Leichenknochen eingebettet, und die Ergebnisse mit den in Epoxydharz eingebetteten Prothesen desselben Typs verglichen. Dies ermöglicht eine Aussage über die Übereinstimmung mit den natürlichen Verhältnissen. Um dabei noch den Einfluß der unterschiedlichen Form und Elastizität der Leichenknochen zu erfassen und auszuschalten, wurde auch für die Knochen selbst eine Spannungsanalyse durchgeführt.

4. Beschreibung des Versuchsaufbaues

Bevor nun die Vorgehensweise im Einzelnen geschildert wird, soll der gesamte Versuchsaufbau kurz beschrieben werden.

Zur Registrierung der Materialspannungen werden auf den Prothesenrücken (also die laterale Fläche in vivo) Dehnmeßstreifen aufgeklebt. Die Prothesen werden sodann, und zwar in drei verschiedenen Tiefen, in Epoxydharz eingebettet (Abb. 4.1.). Danach werden die Prothesen mit verschiedenen Kräften belastet, wobei die Kraft nacheinander aus vier verschiedenen Richtungen wirkt, wodurch Varus und Valgusposition simuliert werden, und die günstigste Einbaulage ermittelt werden kann.

Zunächst wurde eine Serie von Vorversuchen durchgeführt. Dabei wurde die Lage der Kraftmeßpunkte und die Eingußhöhe variiert, um die optimalen Bedingungen für beide Größen zu ermitteln. Auch der Einfluß einer nur teilweisen Einbettung, entsprechend einer nicht vollständigen Verankerung im Knochen, wurde untersucht. Daneben sollte natürlich auch die Übereinstimmung mit den theoretischen Vorüberlegungen überprüft, und umgekehrt Daten für diese gewonnen werden.

Die verwendete Prüf- und Registrierapparatur (Abb. 4.2.) besteht aus folgenden vier Hauptteilen: Ganz links der Steuerschrank für die Prüfmaschine, mit Registriereinrichtungen für die ausgeübte Kraft und den vom Querjoch zurückgelegten Weg. In der Mitte die eigentliche Prüfmaschine, Typ Zwick 1442, für den Druckversuch eingerichtet. Die Kräfte werden von unten durch einen konischen Aluminiumtopf, in den

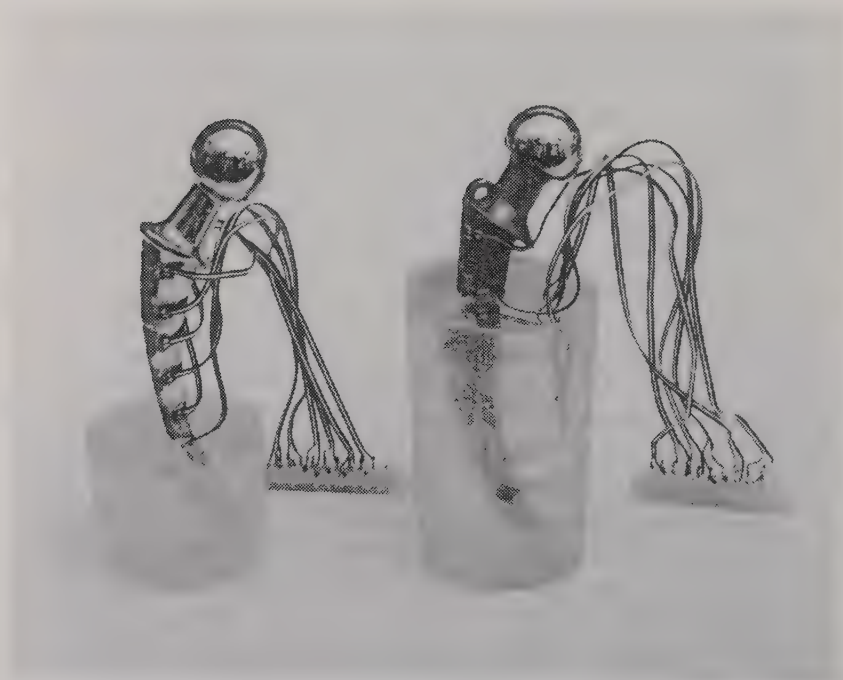


Abb. 4.1. In Epoxydharz eingebettete Prothesen

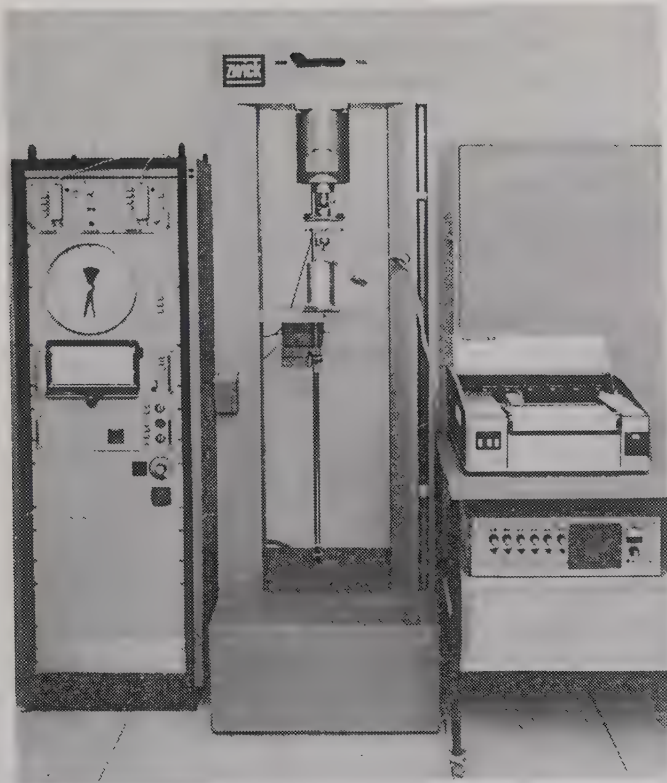


Abb. 4.2. Ansicht der gesamten Versuchsanlage

der Epoxydharzblock randschlüssig eingepaßt ist, übertragen, von oben durch eine waagrecht stehende Platte. Diese überträgt die Kraft weiter auf eine Druckmeßdose in dem oben sichtbaren großen Zylinder.

Die in der Prothese entstehenden Dehnungen werden durch Dehnmeßstreifen registriert, die ihre Signale auf elektrischem Wege zu einem Verstärker im Unter- teil des Tisches rechts im Bild übertragen, und von da zu dem Sechskanalschreiber auf dem Tisch.

Die einzelnen Teile des Versuchsaufbaues werden im folgenden Kapitel genauer beschrieben.

5. Technische und physikalische Grundlagen der Werkstoffprüfung angewandt auf die Aufgabenstellung

5.1. Zusammenhang Kraft-Spannung-Dehnung

Wenn im Folgenden von "Spannung" (σ) die Rede ist, so ist damit immer der Quotient einer Kraft (F) und einer Fläche (A) gemeint. Dabei kann es sich um Druck- oder Zugspannungen handeln, aber auch um Biege-, Torsions- oder Schubspannungen. Formelmäßig ausgedrückt:

$$\sigma = F/A \quad \text{Einheit: Pascal } 1 \text{ Pa} = 1 \text{ Nm}^{-2};$$

Die Beanspruchung eines Materials ist, wie man sich leicht vorstellen kann, abhängig von der wirkenden Kraft und den Werkstückabmessungen. Rechnet man nun verschiedene Kräfte auf dieselbe Fläche um, so erhält man eine Größe, die von den Werkstückabmessun-

gen unabhängig ist und die wahre Belastung wiedergibt, eben die Spannung.

Jedes Material verformt sich, wenn eine Spannung wirkt. Es hat sich als günstig erwiesen, die Formänderung als relative Längenänderung $\Delta l/l$ anzugeben. Diese dimensionslose Größe wird "Dehnung" ϵ genannt.

$$\epsilon = \Delta l/l;$$

Dehnung und Spannung erweisen sich als proportional. Die Proportionalitätskonstante E heißt Elastizitätsmodul und ist für das jeweilige Material charakteristisch.

$$\sigma = E \cdot \epsilon; \text{ Hooksches Gesetz (Abb. 5.1.)}$$

Diese Proportionalität gilt nur im sogenannten elastischen Bereich, in dem die Materialfestigkeit nicht überschritten wird. Wird jedoch die Spannung so hoch, daß die Gefügefestigkeit nicht mehr ausreicht, so bleibt die Spannung konstant bei dieser Bruchspannung, die Dehnung nimmt jedoch weiter zu.

Dies ist der sogenannte plastische Bereich, das Gefüge wird irreversibel gedehnt, es kommt zum Bruch, d.h. zur Verformung oder Zerreissung des Materials.

5.2. Brucharten

Prinzipiell unterscheidet man bei Materialbrüchen, sei es durch Beanspruchung auf Biegung, Zug, Druck oder Abscherung, Gewaltbrüche und Ermüdungsbrüche.

Ein Gewaltbruch ist gegeben, wenn bei einmaliger Belastung die Festigkeit des Materials an einer Stel-

le überschritten wird. Diese Bruchlast liegt für die Zugbeanspruchung bei V2A Stahl bei etwa 500 MPa, für die ebenfalls bei Prothesen verwendete Legierung Vitallium bei ca. 600 MPa. Der Gewaltbruch ist auch die häufigste Form für Knochenfrakturen.

Ein Ermüdungsbruch ist gegeben, wenn das Material an der Stelle einer Spannungsspitze, die unterhalb der Bruchlast liegt, durch häufige Lastwechsel zermüdet wird, und dann bricht.

Wird z.B. ein Eisenstab an einer Stelle mit einer Normalspannung von 140 MPa beansprucht, so kommt es gesetzmäßig nach 10 000 000 Lastwechseln zum Ermüdungsbruch.

In der Medizin sind Ermüdungsbrüche an sich recht selten, aber durchaus bekannt. Die häufigste Form ist die sog. "Marschfraktur", ein Schwingbruch des zweiten oder dritten Mittelfußknochens, sowie die Fraktur der Processus transversales der BWS-Körper nach langer Arbeit mit der Schaufel ("Schipperkrankheit").

Genauer beschrieben werden die Ermüdungsbrüche durch Wöhler Diagramme (Abb. 5.2.). Diese Diagramme erlauben es, die Anzahl der Lastwechsel nach denen der Bruch auftritt, in Abhängigkeit von der wirkenden Spannung zu bestimmen. Als Sonderfall, wenn der Bruch bereits nach einem einzigen Lastwechsel eintritt, enthält dieses Diagramm auch den Gewaltbruch.

Die Wöhler Kurve besitzt eine zur Abszisse parallele Asymptote. Das bedeutet, daß es möglich ist, eine unbeschränkte Lebensdauer zu erzielen, wenn nur die auftretenden Spannungen unterhalb dieser Grenzspannung liegen. Dies ist für Hüftendoprothesen mit ihren häufigen Lastwechseln (1 - 3 Millionen/Jahr) anzustreben.

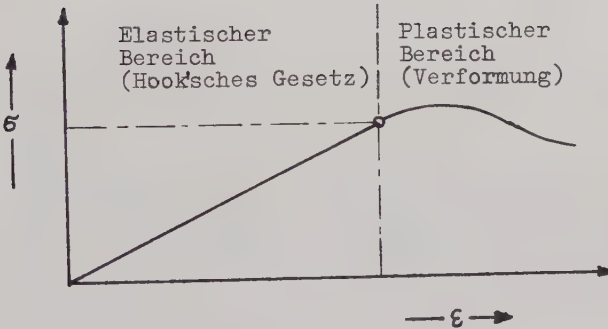


Abb. 5.1. Zusammenhang zwischen Spannung σ und Dehnung ϵ .

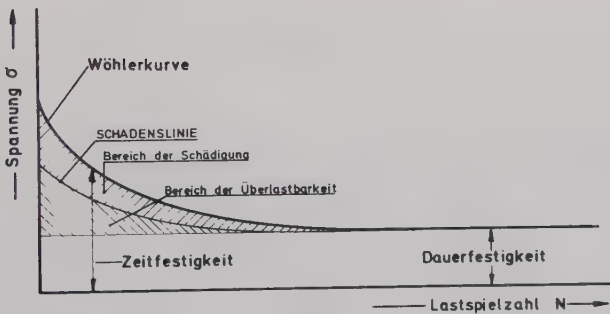


Abb. 5.2. Wöhler Diagramm

Als entscheidender Punkt dieser Ausführungen soll festgehalten werden, daß beide Brucharten an den Stellen auftreten, wo sich die Kraftflußlinien zu einer Spannungsspitze konzentrieren.

Da die Wöhlerkurve der verwendeten Materialien bekannt ist, gilt es nun also, diese Zonen maximaler Spannung bei den einzelnen Prothesen zu finden und zu vermessen.

Damit können die die Festigkeit der Prothese beeinträchtigenden Punkte in der Konstruktion aufgedeckt werden. Außerdem muß die Zahl der Lastwechsel als weitere Einflußgröße geschätzt werden.

6. Beschreibung der einzelnen Komponenten der Versuche

6.1. Vorbemerkung

Die Versuche sind eine Simulation der natürlichen Verhältnisse in vivo. Um die Ergebnisse im Hinblick auf ihre Aussagekraft, ihre Übereinstimmung mit der Wirklichkeit und ihre Fehlerbehaftung beurteilen zu können, ist es deshalb erforderlich, die Voraussetzungen und die beschrittenen Wege genau zu kennen. Deshalb werden in diesem Kapitel die einzelnen Versuchsschritte eingehend beschrieben.

6.2. Kraft- und Bewegungsanalyse des Hüftgelenkes

6.2.1. Voraussetzungen

Die Kräfte die im Hüftgelenk wirken, sind primär abhängig von der Art des Lastfalles, also Sitzen, Stehen oder Gehen.

Die Kräfte setzen sich zusammen aus dem Körpergewicht, Muskelkräften, dynamischen Kräften, Kräften durch gespannte Bänder oder die Gelenkkapsel, und einigen kleineren Einflußgrößen, wie dem äußeren Luftdruck.

Die Analyse der einzelnen Kräfte und ihre Zusammensetzung zu einer Resultierenden gestaltet sich äußerst schwierig. So lassen sich zwar die äußeren Kräfte mit hinreichender Genauigkeit ermitteln, wenn Masse, Gewichte, Körperform und die Bewegungen, wel-

che der Körper ausführt, bekannt sind. Die inneren Kräfte, also die Muskelkräfte, können dagegen nicht errechnet werden. Sie lassen sich nur mit einer gewissen Näherung ableiten, wenn sie antagonistisch wirkenden äußeren Kräften, die errechnet werden können, das Gleichgewicht halten (63).

Aber selbst unter diesen Voraussetzungen können sie nur mit einer gewissen Wahrscheinlichkeit ermittelt werden, weil wieder die Bestimmung ihrer Arbeitsbedingungen, die zur Ableitung ihrer Größe bekannt sein müssen, die Kenntnis der einzelnen Muskelkräfte zur Vorbedingung hat, die selbst unter vereinfachenden Voraussetzungen nur unzuverlässig geschätzt werden können.

Aufgrund dieser Schwierigkeiten scheint das Ergebnis einer Kräfteanalyse mit großen Fehlern behaftet zu sein. Ich darf jedoch bereits an dieser Stelle darauf hinweisen, daß dies keineswegs der Fall ist. Für den Vergleich der einzelnen Prothesentypen untereinander ist die Kenntnis des Absolutbetrages der Kraft nicht so entscheidend. Entscheidend ist vielmehr, daß beim Vergleich alle Prothesen mit denselben Kräften belastet werden, und daß die Kraftrichtung, d.h. die Neigung der Wirkungslinie, den tatsächlichen Gegebenheiten entspricht, da hiervon die Biegemomente entscheidend abhängen.

Tatsächlich sind die Kraftrichtungen relativ zuverlässig zu ermitteln, da die Ursprünge und Ansätze der Muskeln, deren Verbindungslinie die Wirkungslinie ergibt, festliegen (34).

Kräfteanalysen wurden durchgeführt von Pauwels (75, 76), Hamacher (44), Rydell (95, 96), Paul (71, 72), Sorbie (103) und anderen (22, 40, 50, 123). Zwischen den Ergebnissen der verschiedenen Autoren bestehen

keine wesentlichen Abweichungen. In dieser Arbeit wird die Druckbeanspruchungsanalyse nach Pauwels (73, 74, 75) zugrundegelegt, da diese verschiedentlich überprüft und bestätigt wurde.

Den Untersuchungen von Pauwels liegen umfangreiche anatomische Studien von A. Fick und Betrachtungen über den Gang des Menschen von O. Fischer zugrunde. Sämtliche Gewichte und Maße, die im Folgenden angegeben sind, beziehen sich auf eine männliche Versuchsperson, mit einem Körpergewicht von 576 N, die als repräsentative Realisation der üblichen durchschnittlichen anatomischen Verhältnisse angesehen werden darf.

6.2.2. Beanspruchung des Oberschenkelkopfes beim symmetrischen Stand auf beiden Beinen (Abb. 6.1.)

Die Beanspruchung wird in diesem Fall in erster Linie vom Körpergewicht bestimmt. Die Masse von Rumpf, Kopf und beiden Armen kann man sich im Schwerpunkt S 4 vereinigt denken. Wegen der symmetrischen Verhältnisse wirkt diese Last je zur Hälfte auf die beiden Oberschenkelköpfe. Wegen der Kugelform des Oberschenkelkopfes und der Pfanne muß die Wirkungslinie dieser Kraft durch den Kugelmittelpunkt gehen. Die Entfernung dieser beiden Angriffspunkte beträgt etwa 17 cm. Setzt man nun voraus, daß die beiden Fersenbeine denselben mittleren Abstand haben, so befindet sich der Körper bereits im Gleichgewicht und es treten keine weiteren Kräfte durch Muskeln oder gespannte Bänder auf.

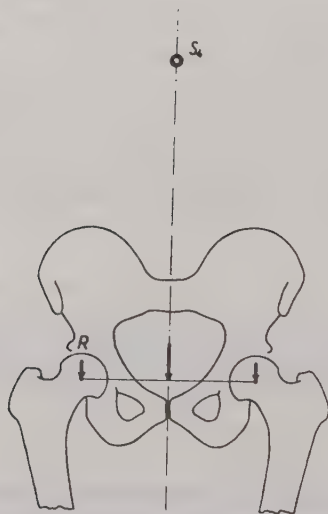


Abb. 6.1. Richtung und Größe der Druckgeanspruchung des Schenkelkopfes R beim symmetrischen Stand auf beiden Beinen (nach Pauwels)

Die im Körperschwerpunkt angreifenden Masse wurde zu 38.6 kg ermittelt. Im Falle des zweibeinigen symmetrischen Standes wirkt auf jeden Oberschenkelkopf eine Last von 180 N, vertikal nach oben.

Bei geringfügigen Abweichungen des mittleren Fußabstandes vom Abstand der beiden Oberschenkelköpfe treten zusätzliche horizontale Spannungen auf, die die Resultierende zwar der Richtung nach, jedoch kaum dem Betrag nach ändern.

6.2.3. Beanspruchung des Oberschenkelkopfes während der Standbeinperiode des Ganges

Wesentlich anders liegen die Verhältnisse während des Ganges, weil während der Standbeinperiode des Ganges der Schenkelkopf des Standbeines allein die Körperlast übernimmt. Er hat also zunächst ein verhältnismäßig größeres Gewicht zu tragen, das ganze Gewicht des Oberkörpers plus dem Gewicht des Schwungbeines. Weiter ist zu bedenken, daß infolge der einseitigen Unterstützung des Beckens Muskelkräfte wirksam sind, die das Herabsinken des Beckens zur Schwungbeinseite hin verhindern, und daß ferner durch den Bewegungsablauf dynamische Kräfte hervorgerufen werden, die seine Beanspruchung wesentlich beeinflussen. Auf den Schenkelkopf des Standbeines kommen infolgedessen äußere statische und dynamische sowie innere Muskelkräfte zur Auswirkung, durch deren Zusammenwirken die Größe und die Richtung seiner Druckbeanspruchung bestimmt wird. Schon aus dieser kurzen Übersicht ergibt sich, daß der Schenkelkopf beim Gehen eine charakteristische und wesentlich größere Beanspruchung

erfährt, als beim Stand auf beiden Beinen.

Die Ergebnisse von Pauwels sollen nun kurz zusammengefaßt werden.

Die inneren Kräfte werden von den abduktorisch wirkenden Muskeln aufgebracht. Abduktorische Komponenten gehen aus von der pelvino-trochanteren Gruppe (p. t.), M. gluteus medius, M. gluteus minimus und M. piriformis, und von der spino-cruralen Gruppe (s. c.) M. tensor fasciae latae, M. rectus femoris und M. sartorius. Wie sich die Resultierende dieser Muskelkräfte zusammensetzt, ist in Abb. 6.2. dargestellt.

Die äußeren Kräfte werden durch das Gewicht von Kopf, Rumpf, Armen und dem Schwungbein gebildet und greifen im Schwerpunkt S 5 an, Gesamtmasse 47,8 kg. Wie erwartet bleibt dieser Schwerpunkt während der gesamten Standbeinphase in der Frontalebene beinahe fest.

Damit der Körper während der Standbeinphase im Gleichgewicht bleibt, müssen die angreifenden Momente in Bezug auf den Oberschenkelkopfmittelpunkt gleich sein (Abb. 6.3.):

$$\vec{OB} \times \vec{M} = \vec{OC} \times \vec{K}; \quad (\text{Vektorprodukt})$$

Das ergibt drei Gleichungen:

$$(1) \quad \overline{OB}_2 \cdot M_3 - \overline{OB}_3 \cdot M_2 = \overline{OC}_2 \cdot K_3 - \overline{OC}_3 \cdot K_2$$

$$(2) \quad \overline{OB}_3 \cdot M_1 - \overline{OB}_1 \cdot M_3 = \overline{OC}_3 \cdot K_1 - \overline{OC}_1 \cdot K_3$$

$$(3) \quad \overline{OB}_1 \cdot M_2 - \overline{OB}_2 \cdot M_1 = \overline{OC}_1 \cdot K_2 - \overline{OC}_2 \cdot K_1$$

Da in dieser Ebene $\overline{OB}_3 = M_3 = K_3 = 0$, kann die aufzubringende Muskelkraft M aus diesen Gleichungen bestimmt werden. Damit ergibt sich die Resultierende R zu:

$$\vec{R} = \vec{M} + \vec{K};$$

Zahlenwert: $R = 1720 \text{ N};$

Auch die dynamischen Kräfte in der Frontalebene, die sich diesem statischen Druck überlagern, gehorchen der Gleichgewichtsbedingung annähernd und liegen damit auf derselben Wirkungslinie. Pauwels fand, daß die Druckkraft unter Einbeziehung dynamischer Kräfte beim Gehen auf ebener Strecke bis auf 2540 N ansteigt. Der zeitliche Verlauf der Resultierenden während der Standbeinperiode in der Frontalebene ist in Abb. 6.4. dargestellt.

Ergebnis: Während der Standbeinperiode wirkt eine statische Druckkraft vom 3-fachen des Körpergewichts mit überlagerten Spitzen bis zum 4.5-fachen Körpergewicht. Die Wirkungslinie läuft von kranial medial nach kaudal lateral in einem Winkel von 16° . Demgegenüber ist der Oberschenkelkopf beim Stand auf beiden Beinen mit nur $1/3$ des Körpergewichts belastet.

Das Gehen stellt damit die maßgebende und häufigste Beanspruchung des Hüftgelenks dar (68).

Einen schönen Beweis für die Neigung der Wirkungslinie gegen die Vertikale um 16° liefert die Knochenbälkchenstruktur des proximalen Oberschenkels (Abb. 6.5.). Stets endet ein Hauptlamellenbündel unter der Kappe des Oberschenkelkopfes in einem Winkel von annähernd 16° (57). Bisher war immer nur von den Kräften in der Frontalebene die Rede. Natürlich gibt es auch eine Kraftkomponente senkrecht zu dieser Ebene. Sie ist jedoch nie so groß, um die bisher diskutierte Kraft bezüglich Richtung und Betrag wesentlich zu ändern. Die eingehende Begründung für diese Tatsache findet sich bei Kummer (59).

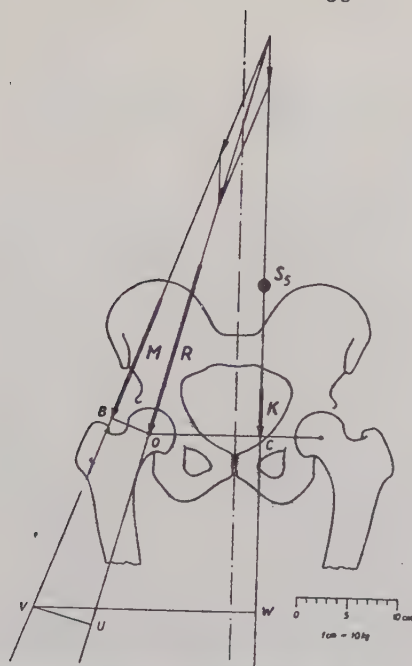


Abb. 6.3. Richtung und Größe der Druckbeanspruchung des Schenkelkopfes während der Standbeinphase des Ganges



Abb. 6.5. Anordnung der Knochenbälkchen im gesunden Oberschenkelkopf

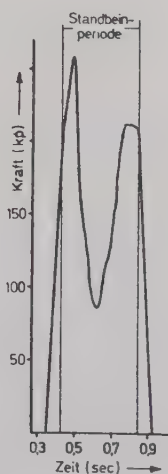


Abb. 6.4. Druckbeanspruchung des Schenkelkopfes während der Standbeinperiode des Ganges (nach Pauwels)

6.2.4. Beanspruchung des Hüftgelenks mit Prothese

Jedes Implantat im Oberschenkelknochen ändert die Geometrie der Abb. 6.3. wesentlich (80, 104). Die obigen Betrachtungen müßten strenggenommen für jede einzelne Prothese wiederholt werden, da der Abstand $\overline{OB}$ jeweils verschieden ist (Abb. 6.6.). Bei einer normalen Länge von $\overline{OB}$ von 3.5 cm spielen bereits wenige mm Änderung eine Rolle. Es ergibt sich dadurch das Paradoxon, daß die Resultierende R trotz konstantem Körpergewicht unterschiedlich groß wird, wie man sich leicht aus den Momentengleichungen herleiten kann. Es sind zahlreiche Prothesen mit nur wenig gebogenem Schaft im Handel ("gerader" Schaft). Dies würde bei gleicher Hüftkraft eine Reduzierung der Spannungen bewirken. Gerade bei dieser Prothesenausführung ist aber die resultierende Hüftkraft wegen des geringen Abstandes $\overline{OB}$ enorm vergrößert (sofern die Abduktoren überhaupt noch in der Lage sind, diese Kräfte aufzubringen), so daß dies eventuell den erstrebten Vorteil geringerer Spannung sogar zunichte macht.

Hinzu kommt der Nachteil vergrößerter Reibung, und größerer Prothesen- und Pfannenauslockerungsmomente (45, 46).

Leider hat es sich im Rahmen der mir zur Verfügung stehenden Zeit als zu schwierig erwiesen, diese Änderungen des Hebelarmes und damit der übertragenen Kraft quantitativ zu erfassen. Es spielen hier komplizierte anatomische Gegebenheiten mit, da eine Änderung bereits bei geringfügigen Stellungsabweichungen (Varus- oder Valgusposition) eintritt.

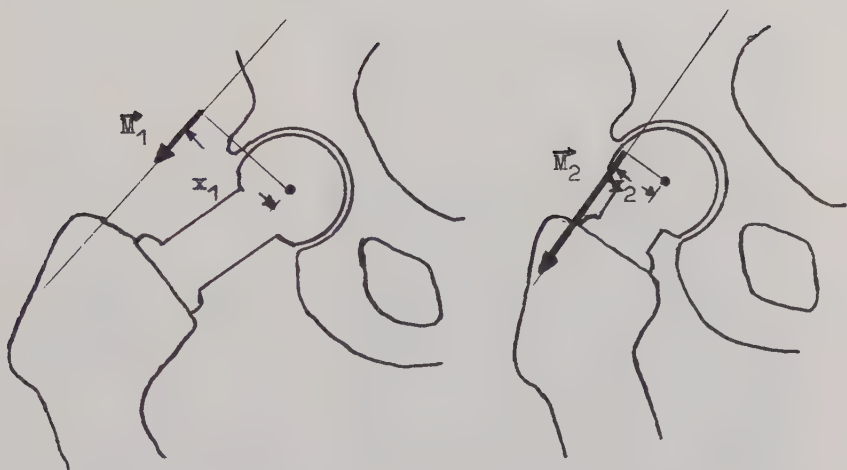


Abb. 6.6. Änderung der geometrischen Verhältnisse
bei Implantation verschiedener Prothesen.

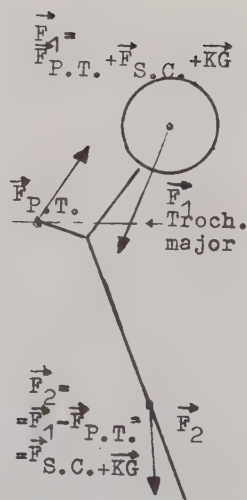
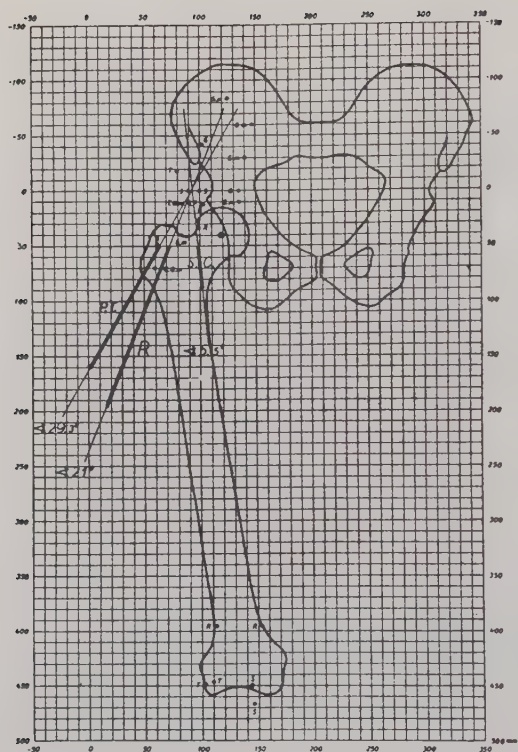


Abb. 6.7. Kräfte in der Prothese, abgeleitet aus Muskelkräften und Körpergewicht. Erläuterung s. Kap. 6.2.5. S. 37

Durch sorgfältige Auswahl der zu vergleichenden Prothesen wird aber vermieden werden, daß sich aufgrund der geschilderten Tatsachen Fehler einschleichen (6, 56).

6.2.5. Kraftfluß in der Prothese

Größe und Richtung der Kraft ändern sich ab dem Punkt, ab dem die Prothese im Knochen verankert ist. Man kann sich davon ein ungefähres Bild verschaffen, wenn man die Ansätze der Muskelgruppen kennt (131).

In Abb. 6.7. ist die Abb. 6.2. einer rohen Skizze eines prothetisch versorgten Hüftgelenks gegenübergestellt. Man nimmt an, daß die pelvino-trochantere Muskelgruppe ihre Kraftwirkung an einem einzelnen Punkt der Prothese in Höhe des großen Trochanters entfaltet.

Oberhalb dieses Punktes ergibt sich die wirkende Kraft zu:

$$\vec{F}_1 = \vec{KG} + \vec{F}_{P.T.} + \vec{F}_{S.C.}$$

F_1 = oberhalb des trochanter major auf die Prothese wirkende Kraft

KG = Körpergewicht

$F_{P.T.}$ = Kraft der pelvino-trochanteren Gruppe

$F_{S.C.}$ = Kraft der spino-cruralen Gruppe

Unterhalb dieses Punktes fällt die Wirkung der p.t. Gruppe weg, es wirkt dann nur noch die Kraft

$$\vec{F}_2 = \vec{KG} + \vec{F}_{S.C.}$$

F_2 = unterhalb des trochanter major auf die Prothese wirkende Kraft

da der Ansatz der s.c. Gruppe unter dieser Ebene liegt, und zwar am Unterschenkel. Es resultiert also eine Umlenkung und Verkleinerung der Kraft von F_1 auf F_2 . Dieses erfolgt natürlich nicht zur Gänze an einem Punkt, sondern am Prothesenkragen und kontinuierlich über den Schaft verteilt (85).

Der Prothesenkragen stellt eine beachtenswerte Unstetigkeitsstelle der Kraft dar, eine Stelle abrupter und großer Änderung nach Betrag und Richtung.

Untersuchungen zur Abstützfunktion der Kragenfläche wurden von Ungethüm (111) durchgeführt. Die Versuchsergebnisse beweisen, daß dem Kragen eine enorme Kraftübertragungsfunktion zukommt.

Man kann sich das folgendermaßen erklären:

Nach histologischen Untersuchungen von Cotta und Schultz (19) bildet sich um den Knochenzementmantel der Prothese eine dünne Bindegewebsschicht als Abstandsschicht zu den Knochenbälkchen.

Wird nun die Prothese belastet, so verformt sich vor allem die Bindegewebsschicht, da sie den niedrigsten E-Modul besitzt. Unter der Kragenfläche wird die Bindegewebsschicht auf Druck beansprucht, entlang des Schaftes auf Scherung. Wie jeder feste Körper setzt auch das Bindegewebe der Druckbelastung einen relativ hohen Widerstand entgegen, der Abscherung dagegen nicht, aufgrund der Anordnung zu Faserbündeln.

Da außerdem die in eine Normalebene zur Kraftrichtung projizierte Abstützfläche des Kragens wesentlich größer ist als die projizierte Schaftoberfläche, werden nach einer vorsichtigen Schätzung mindestens 75 % der Kraft $F = 6 \cdot A$ vom Prothesenkragen und dem ober-

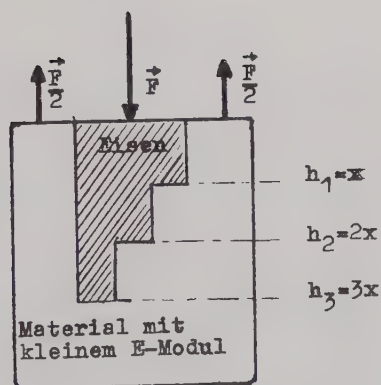


Abb. 6.9. Anschauliches Modell der Kraftübertragung zwischen zwei Medien mit stark unterschiedlichem Elastizitätsmodul

sten Teil des Schaftes aufgenommen.

Eine weitere einfache Betrachtung soll zeigen, daß die Kraftübertragung der pelvino-trochanteren Gruppe entlang des Schaftes vor allem im oberen Bereich stattfindet.

Es sei ein Stück Metall in einem Gummiblock eingebaut, gemäß der Skizze in Abb. 6.9. Es gilt:

$$E_{\text{Gummi}} \ll E_{\text{Metall}} \quad (\ll = \text{wesentlich kleiner})$$

In den Höhen $h_1=x$, $h_2=2 \cdot x$, $h_3=3 \cdot x$ stützt sich das Metall jeweils mit den Flächen A im Gummiblock ab. Das Metall wird mit der Kraft F belastet, die Gegenkraft greift oben (wichtig!) am Gummiblock an.

Da $E_{\text{Gummi}} \ll E_{\text{Metall}}$ kann man annehmen, daß sich die Abmessungen des Metallblocks nicht ändern, er wird um die Strecke dx in den Gummiblock hineingedrückt. Es liegt dann folgende Situation vor:

Höhe	Dehnung des Gummiblocks	Spannung	Kraft
$h_1=x$	dx/x	$\sigma_1 = E \cdot \frac{dx}{x}$	$F_1 = (E \cdot \frac{dx}{x}) \cdot A$
$h_2=2 \cdot x$	$dx/2 \cdot x$	$\sigma_2 = E \cdot \frac{dx}{2x}$	$F_2 = \frac{1}{2} (E \cdot \frac{dx}{x}) \cdot A = \frac{1}{2} F_1$
$h_3=3 \cdot x$	$dx/3 \cdot x$	$\sigma_3 = E \cdot \frac{dx}{3x}$	$F_3 = \frac{1}{3} (E \cdot \frac{dx}{x}) \cdot A = \frac{1}{3} F_1$

$E_G = E_{\text{Gummi}}$

Die größte Kraftübertragung findet also im obersten Drittel statt.

Der angenommene Fall ist ohne weiteres auf kontinuierliche Formen der Kraftübertragung zu verallgemeinern, das Ergebnis bleibt das gleiche.

Analog liegen die Verhältnisse im prothetisch versorg-

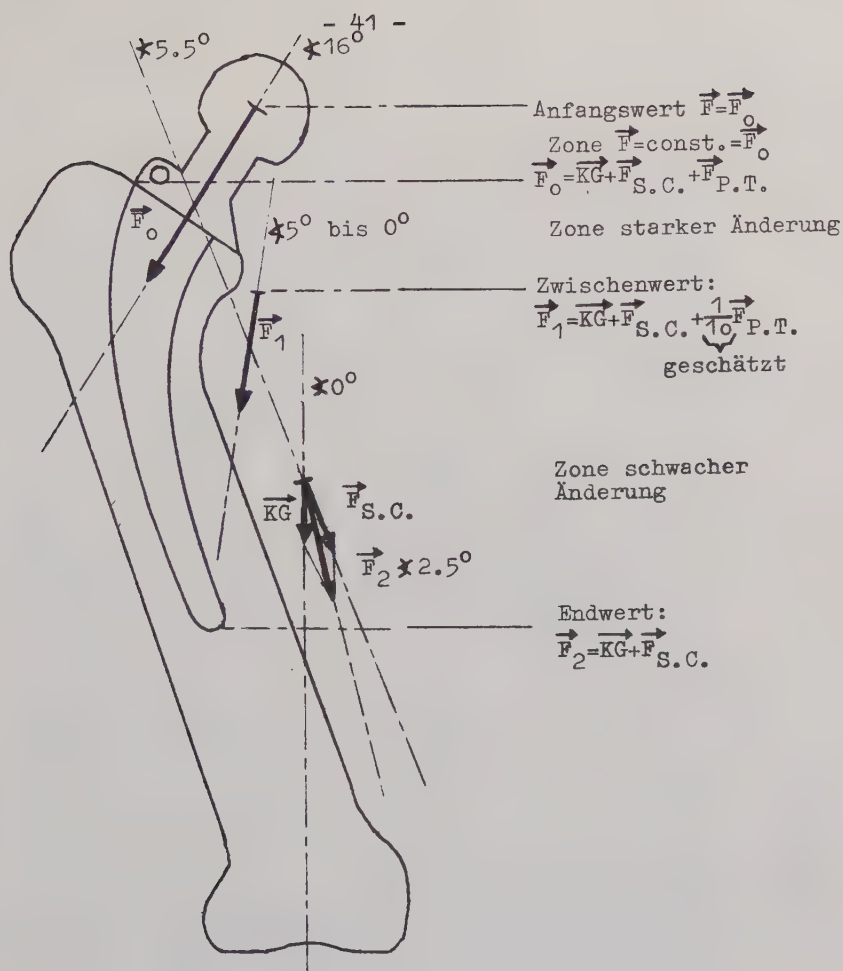


Abb. 6.10. Verlauf des Kraftflusses in der Prothese
 F_0, F_2 : konstruiert
 F_1 : geschätzt

ten Oberschenkel. Es ist $E_{\text{Prothese}} \gg E_{\text{Knochen}}$, und zwar $E_p = 200 \text{ G Pa}$ und $E_K = 17.5 \text{ G Pa}$. Die Gegenkraft zur Hüftkraft setzt am Trochanter major an, also sehr weit oben am Knochen. Also wird auch in diesem Fall die Kraftübertragung entlang des Schaftes hauptsächlich im obersten Drittel erfolgen.

Bestimmt man die Kräfte, die auf die Prothese wirken, rechnerisch und konstruktiv, so kommt man zu dem Ergebnis, das in Abb. 6.10. und 6.11. niedergelegt ist (6). Die Wirkungslinien verlaufen naturgemäß außerhalb des Knochens, der Angriffspunkt der Kraft liegt jeweils im Schnittpunkt Knochenmittenachse und Wirkungslinie. Ein Parallelverschieben der Wirkungslinien ist selbstverständlich nicht erlaubt, da hierdurch der Hebelarm für die Biegemomente verändert wird.

Die Wirkungslinie der Kraft $\vec{F}_{S.C.} + \vec{KG}$ wird so ermittelt, daß die Gegenkraft von $\vec{F}_{S.C.}$, deren Wirkungslinie natürlich dieselbe ist wie bei $\vec{F}_{S.C.}$ und die Gegenkraft von $\vec{KG}$, deren Wirkungslinie durch die Mitte des distalen Femurendes geht, ein normal gestelltes Kniegelenk vorausgesetzt.

Damit es nun möglich ist, und das war ja das Ziel dieser Betrachtungen, die Biegemomente an den einzelnen Höhen der Prothese zu erhalten, nach der Formel:

$$\vec{M} = \vec{F} \times \vec{r};$$

Als "Drehpunkt" von dem aus $\vec{r}$ gemessen wird, ist dabei die sog. "neutrale Faser" des jeweiligen Prothesentyps zu nehmen. Es gilt dann:

$$\sigma = \frac{M \cdot x}{2J}$$

M = Biegemoment

x = Entfernung von der neutralen Faser

J = Flächenträgheitsmoment

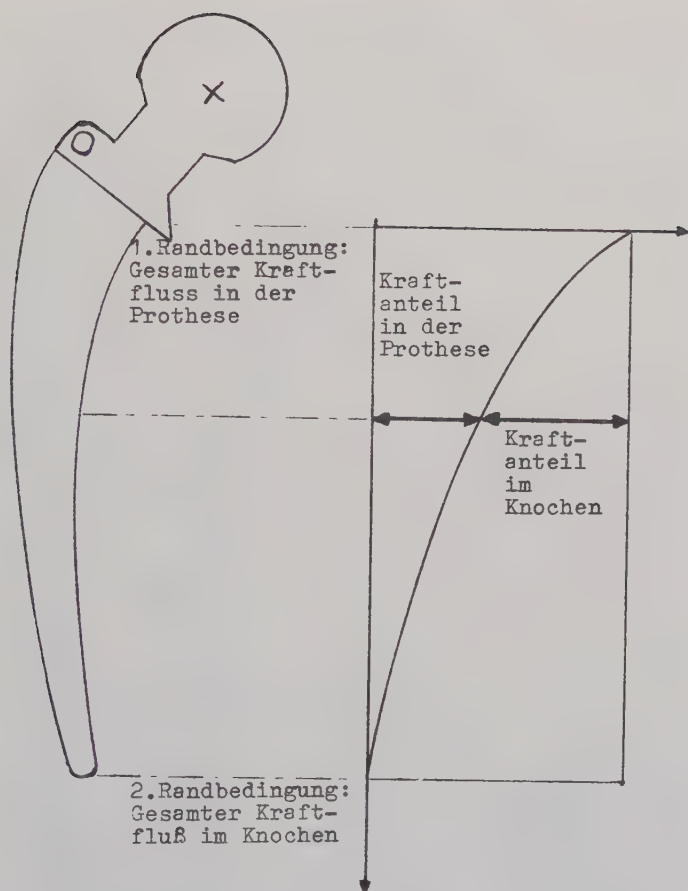


Abb. 6.11. Verteilung der Resultierenden in der Zone schwacher Änderung auf Prothese und Knochen

Es tritt also am Prothesenrücken, der Lateralseite in vivo, eine Zugspannung auf, an der Medialseite in vivo eine Druckspannung. Diesen Belastungen überlagert sich nun noch ein für die gesamte Querschnittsfläche konstanter Druck durch die auf der jeweiligen Querschnittsfläche senkrecht stehende Belastungskomponente.

Also:

$$\sigma_{\text{Gesamt}}(x) = \sigma_{\text{Druck}} + \sigma_{\text{Biegung}}(x)$$

Die Abb. 6.12. zeigt die Druckverteilung über einigen Querschnitten.

Die eben durchgeführten Betrachtungen galten für die korrekt im Femur fixierte Prothese. In dem Fall, in dem sich die Prothese gelockert hat, ist der Kraftfluß unklar, es kann keine systematische Untersuchung durchgeführt werden. Das ist aber auch gar nicht nötig, da hier eine "Proportionalität" besteht, in dem Sinne, daß eine Prothese, die sich bei fester Einbettung als stabiler als ein anderes Fabrikat erwiesen hat, diese Eigenschaft auch im Falle der Lockerung gegenüber der ebenfalls gelockerten Vergleichsprothese aufweist.

Einer besonderen Betrachtung bedarf auch der Fall des Genu varum und des Genu valgum. In diesem Fall geht die Gegenkraft des Körpergewichts mit ihrer Wirkungslinie nicht mehr durch die Mitte des distalen Femurs, die Folge ist eine parallelverschobene Resultierende aus $\vec{KG}$ und $\vec{F}_{S.C.}$, das wiederum ergibt eine Zu- oder Abnahme der Biegemomente. Diese Fälle werden zusammen mit den Stellungsabweichungen bei der Prothesenimplantation im nächsten Kapitel behandelt (Abb. 6.13).

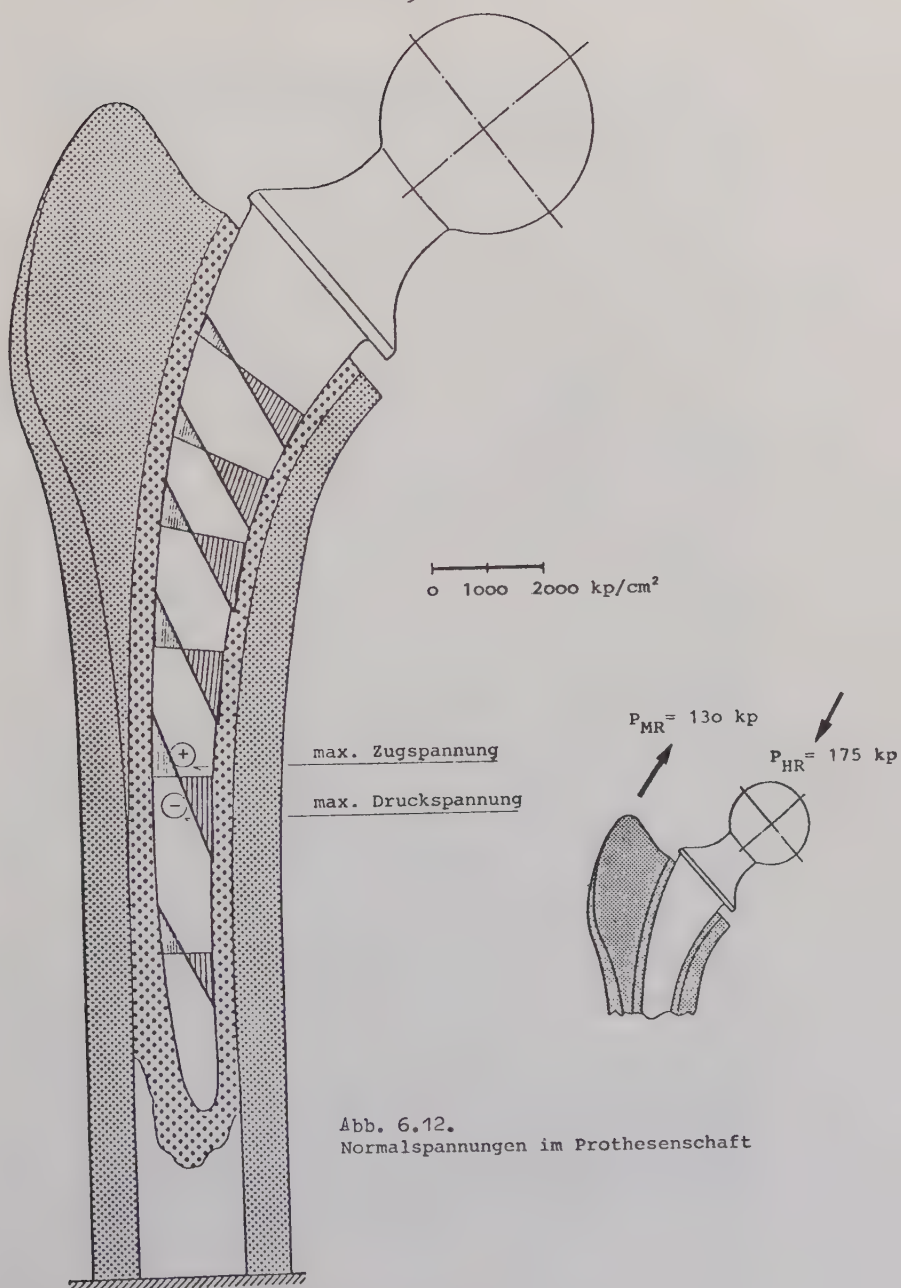


Abb. 6.12.
Normalspannungen im Prothesenschaft

6.2.6. Simulation des in der Prothese auftretenden Kraftflusses

Die Resultierende der Hüftkraft wirkt in einem Winkel von 16° gegen die Medianlinie geneigt. Die Meinung, man brauche nun beim Belasten der Prothesen im Modellversuch nur die Kraft im gleichen Winkel wirken zu lassen, um realistische Ergebnisse zu erhalten, ist irrig, das ist nach dem im letzten Kapitel Gesagten unmittelbar klar. Leider gibt es Experimentatoren, die dies nicht beachten.

Durch die falsche Winkelwahl entstehen dann auf der, in vivo, Lateralseite der Prothese, Druckspannungen, was ein glattes Paradoxon darstellt, da jeder, auch bei oberflächlicher Betrachtung, dort Zugspannungen annehmen muß (Abb. 6.14.).

Die Neigungswinkelwahl von 16° hat jedoch ihren Sinn, wenn Spannungen im Hals der Prothese gemessen werden sollen. Dies ist jedoch für die Fragestellung dieser Arbeit, die die schwachen Stellen der Prothesen aufdecken soll, uninteressant, da die Spannungen im Hals wegen der geringen Biegemomente sehr klein sind. Dies wurde auch experimentell bestätigt.

Betrachtet man Abb. 6.10., so sieht man, daß in einem Bereich von wenigen Zentimetern unterhalb des Kragens bis zur Prothesenspitze Betrag und Richtung der Kraft beinahe konstant bleiben, der Winkel schwankt um 0 Grad. Man begeht also keinen allzugroßen Fehler, wenn man den Kraftfluß durch eine senkrechte Kraft annähert. Auch die Konstanz der Kraft wirkt fehlersenkend, da im oberen Prothesenbereich durch den im Versuch stärker vergrößerten Abstand von der neutralen Faser eine geringere Kraft schon

dasselbe Biegemoment aufbringen kann.

Natürlich muß stets die Voraussetzung beachtet werden, daß die nötigen Verhältnisse, konstante Kraft, erst etwas unterhalb des Kragens vorliegen. Dementsprechend werden die Messungen erst in einem gewissen Abstand vom Kragen beginnen.

Selbstverständlich liefern bei der Krafrichtung 0° Spannungsmessungen im Hals unrichtige Ergebnisse. Leider wurde dieser Umstand von einigen Autoren nicht beachtet. Es traten dann bei den Versuchen im Hals Spannungen vom Mehrfachen des tatsächlichen Wertes auf, was dann in den Arbeiten zu Bemerkungen der Art führte, es sei verwunderlich, daß Prothesenbrüche nur im Bereich des Schaftes beobachtet würden, wo doch im Hals genauso hohe oder sogar höhere Spannungen herrschten.

Auch Varus- und Valgusposition können ohne Schwierigkeiten mit diesem Verfahren simuliert werden. Dazu muß die Prothese lediglich um den entsprechenden Winkel gedreht werden. Bei den Versuchen erreicht man dies durch Unterlegen von Metallkeilen mit einem Keilwinkel von 5 Grad unter die Grundplatte der Prothesenhalterung (61).

Da auch das Genu varum und valgum durch Drehung um einen entsprechenden Winkel in der Hüfte entstehen, lediglich mit der zusätzlichen Parallelverschiebung der Kraft verbunden, die aber vernachlässigt werden darf, lassen sich auch diese Fälle durch das Neigen mit Unterlegkeilen simulieren (65).

Ich darf zum Abschluß dieses Kapitels nochmals eindringlich daraufhinweisen, daß es auf die absolute Größe des Krafteinleitungswinkels gar nicht so sehr ankommt. Geringfügige Abweichungen von ein paar Grad ändern die Lage der Spannungsmaxima kaum, das hat

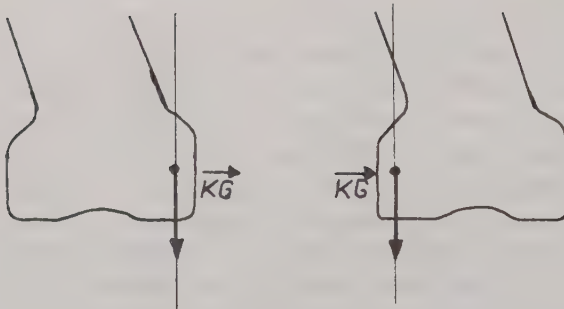


Abb. 6.13. Änderung der Verhältnisse der Abb. 6.10. bei Genu varum und Genu valgum

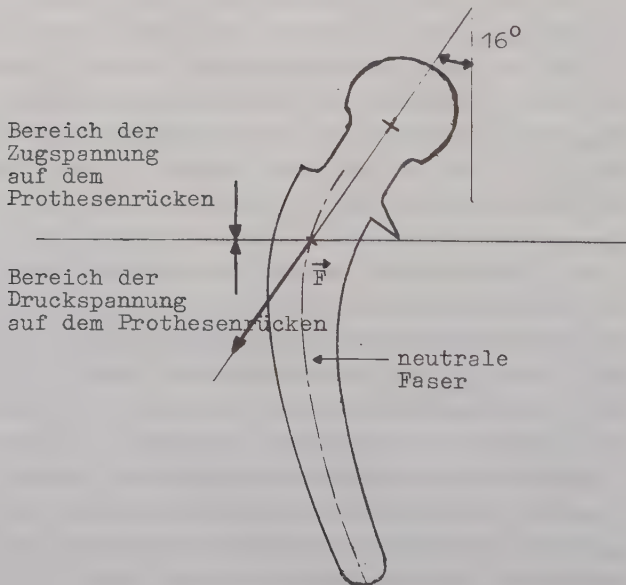


Abb. 6.14. Falscher Krafteinleitungswinkel für Messungen am Schaft

sich eindeutig als das Resultat der Vorversuche ergeben.

Vielmehr kommt es beim Vergleich der Prothesen untereinander darauf an, für alle Modelle denselben Winkel zu wählen; das dazu gewählte Verfahren wird im Kapitel "Einbettung der Prothesen" beschrieben.

6.2.7. Konsequenzen für das Anbringen der DMS

Gemäß Abb. 6.12. treten die höchsten Spannungen am Prothesenrücken auf, also der Lateralseite in vivo. Konsequenterweise werden die sechs DMS also dort angebracht. Es wurde schon erwähnt, daß für die Kraftmessung ein gewisser Abstand zur Kragenunterkante eingehalten werden muß, da sonst unrealistisch hohe Spannungen gemessen werden. Umgekehrt wird man die DMS auch nicht zu weit unten anbringen, da Spannungsspitzen im untersten Teil des Prothesenschaftes, wie die Vorversuche bewiesen haben, bei korrekter Einbettung nicht auftreten können. Genauer zur Lage der Kraftmeßpunkte findet sich im Kapitel "Einteilung der Prothesen".

6.2.8. Praktische Durchführung

Für die Versuche stand eine Universalprüfmaschine vom Typ Zwick 1442 zur Verfügung, mit der die Kraft in der schon beschriebenen Weise exakt senkrecht auf den Prothesenkopf wirkte. Varus und Valgusposition wurden durch Unterlegen von Keilen mit einem Scheitelwinkel von 5 Grad realisiert. Es soll an dieser Stelle aber

gleich bemerkt werden, daß sich die Prothese durch das wirkende Biegemoment elastisch verformte, und sich der Kopf seitlich verschob. Zwar wurde dadurch die Krafteinleitungsrichtung nicht geändert, aber das Biegemoment durch den um die Verschiebungsstrecke vergrößerten Hebelarm geringfügig erhöht.

Da es nicht möglich war, den Papiervorschub im verwendeten Schreiber kraftsynchron zu steuern, wodurch man unmittelbar ein Kraft-Spannungsdiagramm erhalten hätte, beschritt ich folgenden Weg: Die Spannungen wurden zeitsynchron aufgezeichnet, und die Belastung der Prothesen kontinuierlich erhöht. Bei dem gewünschten Belastungswert wurde die Prüfmaschine kurz angehalten, danach die Belastung wieder kontinuierlich erhöht. Dadurch entstand in den Spannungs-Zeit Kurven jeweils ein Knick, wenn die Prüfmaschine angehalten wurde. Das lokale Supremum stellt die zur jeweiligen Kraft gehörige Spannung dar. Ein Muster des Kurvenbildes bei der Spannungsschreibung am Sechskanal-schreiber gibt Abb. 6.15. wieder.

6.3. Einbettung der Prothesen

6.3.1. Vorbemerkung

Um die Prothesen belasten zu können, werden sie in ein Gießharz eingebettet. Hierbei treten einige Probleme auf, z.B. wie tief die Einbettung erfolgen soll, die Wahl des Einbettungsmittels, vor allem welche Stellung der Prothese als die anatomisch Richtige betrachtet werden kann.

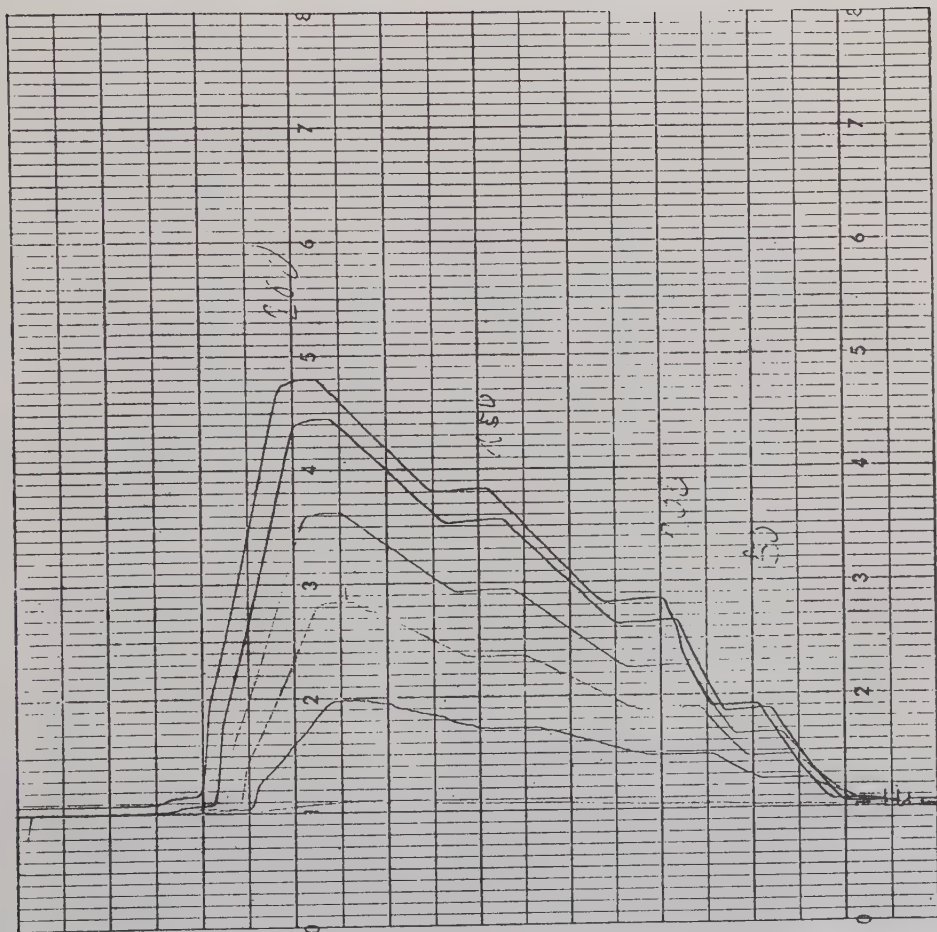


Abb. 6.15. Registrierstreifen des Sechskanalschreibers

6.3.2. Wahl des Einbettungsmaterials

Der Wirklichkeit am nächsten kommt natürlich eine Einbettung in frische Leichenknochen. Dies wurde auch für zwei Prothesen durchgeführt, für die Serienmessungen wurde jedoch, wie schon beschrieben, ein anderes Verfahren und Einbettungsmittel gewählt. Das dabei verwendete Material muß genügende Festigkeit besitzen, um den aufzubringenden Kräften standzuhalten, und andererseits einen geeigneten Elastizitätsmodul aufweisen, um den allmählichen Übergang der Kraft von der Prothese auf den Knochen simulieren zu können. Außerdem müssen sich frisches und bereits gehärtetes Material nahtlos und kraftschlüssig verbinden, da die Prothesen in verschiedenen Eingußhöhen ausgemessen werden und dazu das Material schichtweise aufeinandergegossen wird. Nach der Aushärtung dürfen keine Spannungen im Material zurückbleiben. Als Eingußmaterial, das diesen Forderungen gerecht wird, wurde das in der Biomechanik vielfach bewährte Epoxydharz gewählt.

6.3.3. Einbetthöhen

In vivo geht die Hüftkopflast allmählich von der Prothese auf den Knochen über, am stärksten ist die Kraftübertragung im Kragen. Diese langsame Kraftüberleitung findet in der gleichen Weise im Epoxydharz statt.

Ideal wäre somit eine Einbettung bis zu dem Punkt, in dem die durch die Prüfmaschine aufgebracht senkrechte Kraft der Kraft in vivo gleicht, also 1 bis 2 cm unter

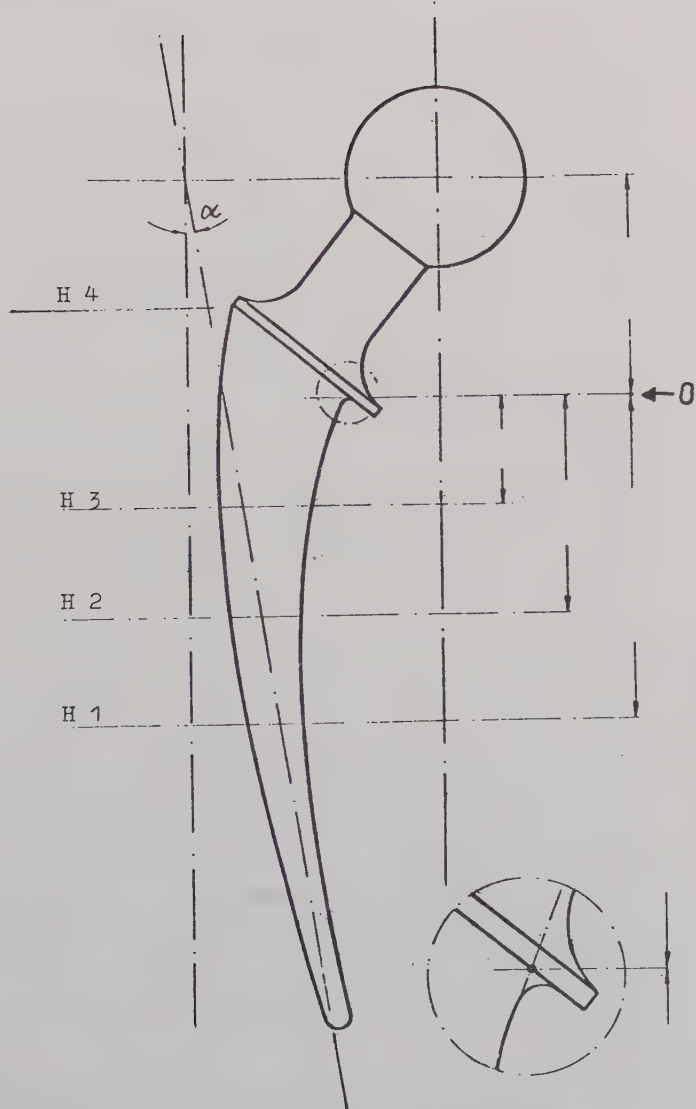


Abb. 6.16. Zur Wahl verschiedener Einbetthöhen

dem Kragen. Höhere Einbettungen sind natürlich gleichwertig.

Dies wurde auch realisiert, siehe die Höhen H 3 und H 4 in Abb. 6.16. H 4 wurde wieder aufgegeben, da sich zwischen H 3 und H 4 kein Unterschied herausstellte.

Folgende Überlegungen führten dann noch zur Festlegung weiterer niedrigerer Eingußhöhen H 1 und H 2: Die oberen 5 cm des Prothesenschaftes liegen lateral dem spongiösen Trochanterbereich an, der infolge seiner aufgelockerten Strukturen größere Biegungen der Prothese zuläßt als der anschließende Cortikalisbereich. Das Epoxidharz stellt indessen einen homogenen Körper dar, der den Kräften einen überall konstanten Widerstand entgegensetzt. Bei der Einbetthöhe H 2 ist die ausgeführte Bewegungsmöglichkeit gegeben.

Eine lockere Prothese liegt nur an wenigen undefinierbaren Punkten auf, und entzieht sich daher einer systematischen Untersuchung. Es kann jedoch ganz allgemein gesagt werden, daß im Falle der Lockerung der Kraftfluß in der Prothese, und damit die Biegemomente, bis weit unten am Schaft sehr groß bleiben.

Dieser Fall kann nämlich angenähert als ein doppelseitig eingespannter Balken mit nicht konstantem Querschnitt behandelt werden, wobei Hüftkugelmittelpunkt und kaudal-lateraler Berührungspunkt Schaft-Corticalis die beiden Einspannpunkte bilden (Abb. 6.17.).

Diesem Fall ist mit der Eingußhöhe H 1 Rechnung getragen.

Wie die Masse für die Höhen im Einzelnen gewählt wurden, ist dem Kapitel "Einteilung der Prothesen" zu entnehmen.

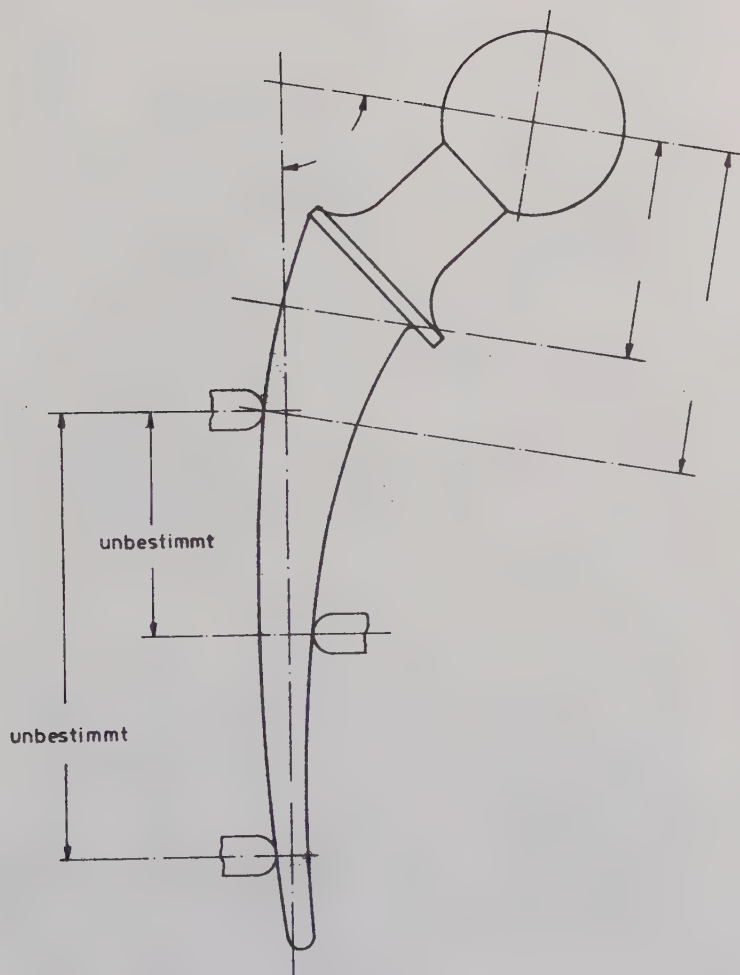


Abb. 6.17. Simulation der Kräfte in der lockeren Prothese

Konsequenterweise wurden diese Höhen für verschiedene Längen nicht konstant gelassen, sondern proportional der Schaftlänge erhöht, da die Kräfte stets von einem Anfangswert an der Hüftkugel bis zum Wert 0 an der Prothesenspitze abfallen, und nicht etwa für gleiche Abstände vom Kragen dieselben sind.

Natürlich werden sich gewisse Parallelen zwischen den Spannungen in den drei Eingußhöhen herausstellen. Rein theoretisch kann man voraussagen, daß die Spannungen der außerhalb des Gießharzes gelegenen Abschnitte bei allen drei Höhen jeweils identisch sind, da auch die Biegemomente, die ja dort nicht von der Eingußmasse beeinflußt werden, gleich sind. Dies wird durch die Messungen bestätigt, wie die Diagramme im Anhang, in denen verschiedene Höhen der gleichen Prothese gegenübergestellt werden, beweisen.

Keineswegs ist aber der Schluß erlaubt, daß die höchsten Spannungen an der Einspannstelle im Gießharz auftreten, wie dies beim einseitig eingespannten Balken der Fall ist. Diese Aussage gilt nicht einmal für die Biegemomente, man betrachte sich die Geometrie der eingebetteten Prothesen, und schon gar nicht für die Spannung, die auch noch eine Funktion des Querschnitts ist.

Allerdings werden die Spannungen in einem gewissen Abstand unterhalb der Gießharzoberfläche tatsächlich vernachlässigbar klein, weshalb dort auch keine Spannungsmeßpunkte mehr vorgesehen sind.

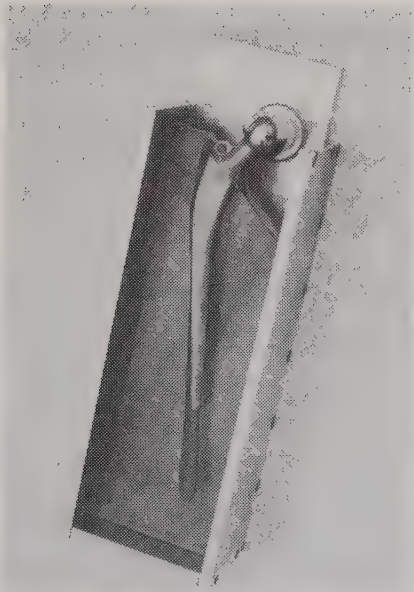


Abb. 6.18.

Prothese Weller
NA 118 bei der
Einjustierung
im Markraumab-
druck

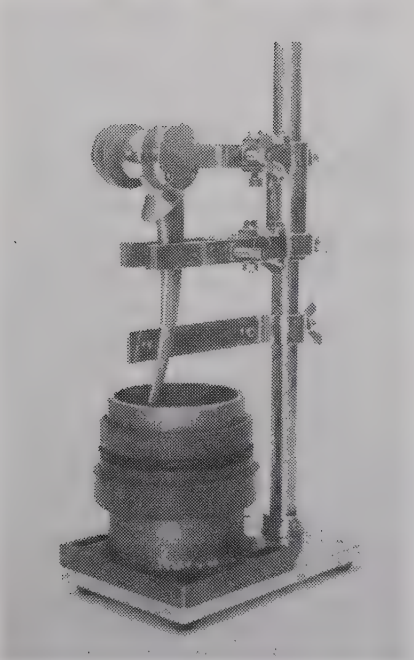


Abb. 6.19.

Einrichtstativ
zum Festhalten
der Prothese in
der beim Einju-
stieren im Mark-
raumabdruck
festgelegten
Stellung

6.3.4. Orientierung der Prothese im Femur

Da die verschiedenen Prothesen in ihrer Geometrie stark voneinander abweichen, ist es nicht möglich, eine für alle Prothesen gültige Achse zu definieren, in der die Orientierung der Prothese im Femur erfolgt.

Gerade dieser Orientierung muß aber größte Beachtung geschenkt werden, da hiervon die Biegemomente entscheidend abhängen.

Nach einem Vorschlag von Herrn Dr. Ungethüm werden die Prothesen daher in anatomisch richtiger Stellung, d.h. so wie die Einbettung bei der Operation erfolgen würde, in einen Markraumabdruck eines Femur eingebettet (114). Die jeweils zustande gekommene Orientierung wird dann dokumentiert. Dies geschieht durch Röntgenaufnahmen. Es ist noch zu bemerken, daß die anatomische Achse des Femur selbst um 10° gegen die Senkrechte geneigt ist.

Die Vorrichtung zur korrekten Orientierung der Prothese ist in Abb. 6.18. dargestellt. Nach dem Ausrichten werden die Maße abgenommen, und diese Stellung auf der Einspannvorrichtung Abb. 6.19. reproduziert. Diese Einspannvorrichtung dient dann auch als Halterung während des Eingusses der Prothese.

6.4. Registrierung der Kräfte

6.4.1. Beschreibung der einzelnen Methoden

6.4.1.1. Zerstörende Methoden der Materialprüfung

Die eingebettete Prothese wird mit zunehmender Kraft belastet, bis die Materialfestigkeit überschritten wird und die Prothese bricht, oder sich verbiegt. Die Bruchstelle gibt den Ort der höchsten Spannung an. Auch ein Ermüdungsbruch würde an dieser Stelle auftreten.

Ganz abgesehen davon, daß diese Methode enorme Kosten verursacht, da jede Prothese in mehreren Einbetthöhen und vier Stellungen geprüft werden soll, ist bei Verbiegung der Prothese das Spannungsmaximum schlecht zu lokalisieren. Außerdem erhält man nur eine Aussage über das Spannungsmaximum und nicht die Verteilung über den Prothesenschaft.

6.4.1.2. Zerstörungsfreie Methoden

Eventuell käme hier die Spannungsoptik in Betracht. Dabei wird ein Prothesenmodell aus einem durchsichtigen Kunststoff in den Strahlengang zwischen zwei Polarisationsfilter gebracht, deren Ebenen aufeinander senkrecht stehen. Deshalb kann das polarisierte Licht zunächst den zweiten Filter nicht durchsetzen. An den Stellen des Modelles an denen nun Spannungen auftreten, resultiert eine Drehung der Polarisationsrichtung. Das an diesen Stellen durchtretende Licht kann

nun auch den zweiten Filter durchsetzen. Man erhält auf diese Weise Bilder, auf denen die Spannungen im Werkstück durch farbige Interferenzfiguren sichtbar sind.

Dieser Methode haftet jedoch der gravierende Nachteil an, daß die Spannungen nicht quantitativ erfaßt werden können. Außerdem ist es sehr schwierig, das nötige schlieren- und spannungsfreie Prothesenmodell herzustellen, abgesehen davon, daß eine Einbettung, wie oben beschrieben, aus optischen Gründen nicht möglich ist.

Für die vorliegende Arbeit wurde als Meßmethode die Dehnmeßstreifentechnik gewählt. Diese Technik bietet zahlreiche Vorteile, wie einfache Handhabung, Messung an jeder beliebigen Prothesenstelle möglich, unübertroffene Genauigkeit.

Dabei wird die an einer Stelle des Objekts herrschende Spannung in ein elektrisches Signal umgewandelt. Dieses wird entsprechend verstärkt und angezeigt oder einem Schreiber zugeführt.

Der eigentliche Spannungsaufnehmer des Dehnmeßstreifens ist ein kurzes Widerstandsgitter, das zwischen zwei Kunststofffolien fixiert ist (Abb. 6.20.). Der ganze Streifen ist auf dem Werkstück aufgeklebt. Bei einer Änderung der Materialdehnung wird das Meßgitter mitgedehnt und ändert dabei seinen elektrischen Widerstand in genau definierter Weise.

Bei dieser Methode läßt sich eine ungewöhnlich hohe Meßgenauigkeit erzielen. So sind auf der Basis von DMS (Dehnmeßstreifen) Präzisionskraftaufnehmer für elektromechanische Waagen entwickelt worden. Diesen wurden von der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt in Braunschweig (PTB) aufgrund von Langzeituntersuchungen die höchste bisher überhaupt erzielte Meßge-

nauigkeit bescheinigt. Von den eingesetzten DMS-Kraftaufnehmern wird hierbei eine Meßunsicherheit von weniger als 0.02 % gefordert.

Die DMS-Technik leistet aber noch wesentlich mehr. Aufgrund der gitterförmigen Anordnung der Widerstandsbahnen im DMS erfolgt die Messung streng richtungsspezifisch. Der Meßstreifen mißt also immer nur die Komponente der Kraft, die in Richtung des Meßgitters wirkt (Abb. 6.21).

Verwendet man nun Spezial-DMS mit mehreren Meßgittern, deren Achsen gegeneinander gedreht sind (Abb. 6.22.), so läßt sich die herrschende Spannung auch der Richtung nach ermitteln, durch vektorielle Zusammensetzung der ermittelten Normalspannungen.

DMS können also auch zur Spannungsanalyse völlig unbekannter Spannungsverteilungen eingesetzt werden, da es sich um ein orientierungsabhängiges Bauteil handelt.

Weitere Spezial-DMS zur Spannungsrichtungsanalyse komplizierter Werkstücke sind ebenfalls in Abb. 6.22. dargestellt.

Da DMS auch praktisch trägheitslos reagieren, sind sie die Meßeinrichtungen der Wahl bei dynamischen Schwingversuchen bis in höchste Frequenzbereiche. Aufgrund dieser Vielseitigkeit werden DMS auch in der medizinischen Forschung seit Jahren eingesetzt (52). (118) gibt eine Zusammenstellung ihrer Anwendungsbereiche in der Medizin, hauptsächlich Messungen am Knochen- und Bänderapparat. Einzelanwendungen siehe (2, 82, 120, 122, 129).

So könnten DMS z.B. zur Analyse der auf den Hüftkopf und Schenkelhals wirkenden Kräfte, nach Betrag und Richtung in vivo herangezogen werden, und würden so die theoretische Analyse in Kapitel 6.2. entbehren

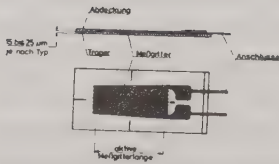


Abb. 6.20. Aufbau eines Dehnmessstreifens

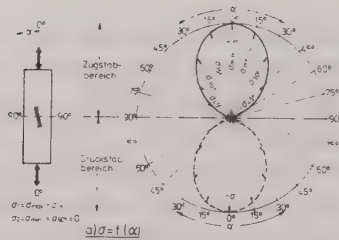
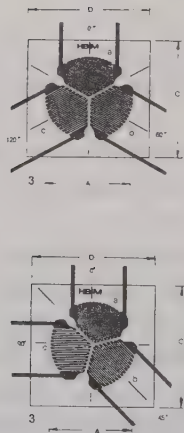
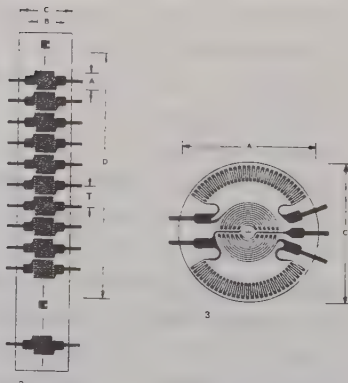


Abb. 6.21. Einfluß des Winkels zwischen Kraft und Gitterrichtung auf die gemessene Kraft



Rosette, Gitter-
richtungen gedreht
um 0,45, 90 Grad
Abb. 6.22. Spezial DMS



Kette mit je 90
Grad versetzten
DMS zur Span-
nungsanalyse

Membran-
Rosette

lich machen. Eine Implantation in vivo kommt aber natürlich nicht in Betracht.

In jüngster Zeit wurden DMS Messungen sogar auf die Weichteile des Körpers ausgedehnt. Diese Messungen erfordern spezielle Kraftaufnehmer, damit die starren Dehnmessstreifen die Spannungen im Meßobjekt nicht verändern. Wichtige Arbeit haben auf diesem Gebiet Rinecker und Brendel mit ihren Motilitäts- und Kontraktionsmessungen des Darmes geleistet (83).

6.4.2. Die Grundlagen der DMS Anwendung

Bei der Messung der Dehnung mit konventionellen Mitteln wird im allgemeinen die absolute Längenänderung gemessen, die dann in die relative Änderung, eben die Dehnung, umgerechnet werden muß. Im Gegensatz dazu mißt ein DMS von vorneherein diese Dehnung, siehe Gegenüberstellung Abb. 6.23.

Die Wirkung der DMS beruht auf dem bereits 1843 von Wheatstone entdeckten und 1856 von Thompson systematisch untersuchten Dehnungs-Widerstands Effekt elektrischer Leiter.

Der Widerstand eines Leiters ändert sich im Verhältnis $\Delta R/R_0$, wenn man ihn mechanisch derart beansprucht, daß seine Länge um $\epsilon = \Delta L/L_0$ verändert wird. Die Widerstandsänderung beruht zum Teil auf der geometrischen Veränderung des Leiters, zum Teil auf einer Änderung der elektrischen Leitfähigkeit des Leiterwerkstoffes infolge von Gefügeänderungen. Diesen Vorgang beschreibt die Beziehung:

$$\frac{\Delta R}{R_0} = \underbrace{\epsilon \cdot (1 + 2 \mu)}_{\text{geom. Anteil}} + \underbrace{\frac{d\rho}{d\epsilon} \cdot \frac{1}{\rho}}_{\text{Gefüge-anteil}} \quad \begin{array}{l} \mu = \text{Poissonsche Zahl} \\ \frac{d\rho}{d\epsilon} = \text{spezifischer Widerstand} \end{array}$$

Der Klammerausdruck bleibt im Allgemeinen nicht konstant, es ergeben sich komplizierte Abhängigkeiten. Es wurde deshalb nach Materialien gesucht, bei denen der Faktor in möglichst weiten Grenzen konstant bleibt. Dies gilt z.B. für die Cu-Ni-Legierung "Konstantan". Für sie gilt deshalb die einfache Beziehung:

$$\frac{\Delta R}{R_0} = \epsilon \cdot k$$

Aus diesem Grund erhalten die meisten DMS für Normaltemperaturbereiche Widerstandskörper aus Konstantan.

Neben DMS mit metallischen Leitern gibt es auch Halbleiter-DMS. Diese interessieren aber hier nicht, da sie nur für Spezialaufgaben nötig sind.

6.4.3. Gebrauch der DMS

Zum Gebrauch wird der DMS an der Oberfläche des Bauteiles, dessen Beanspruchung ermittelt werden soll, befestigt. Dies geschieht im Normalfall durch Kleben mit Spezialklebstoffen.

Ein so befestigter DMS mißt also nur die Spannungen auf der Werkstückoberfläche.

Außerdem muß bei der Befestigung darauf geachtet werden, daß die Gitterrichtung mit der Spannungsrichtung übereinstimmt, da sonst nicht das Spannungsmaximum, sondern nur die Komponente in Gitterrichtung erfaßt wird. Kleine Abweichungen wirken sich allerdings nicht aus, da sich die Komponente als Spannung mal $\cos \alpha$ ergibt. Vergleiche dazu auch Abb. 6.21.

6.4.4. Verarbeitung der DMS Signale

Um den Meßwert des DMS zu erfassen und anzuzeigen, benötigt man zusätzliche Schaltungen und Geräte. Eine darart zusammengestellte Folge, die je nach der Aufgabenstellung verschiedenartig aufgebaut sein kann, nennt man Meßkette. Den für DMS üblichen Aufbau zeigt Abb. 6.24.

Das erste Glied bildet der DMS selbst, er liefert eine relative Widerstandsänderung $\Delta R/R$, proportional zur Dehnung ϵ .

Das zweite Glied bildet die Meßschaltung, hier eine Brückenschaltung, in die der DMS einbezogen wird.

Die Widerstandsänderung des DMS bewirkt eine Verstimmung der Brücke (Abb. 6.25.), es resultiert eine Spannung U_A in der Nebendiagonale. Setzt man für die Widerstandsänderungen voraus $\Delta R \ll R_1$, so darf man höhere Glieder vernachlässigen und es gilt für U_A :

$$\frac{U_A}{U_E} = \frac{1}{4} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right)$$

Schaltet man den DMS als R_1 , so gilt $\Delta R_2 = \Delta R_3 = \Delta R_4 = 0$. Setzt man außerdem ein $\Delta R/R = k \cdot \epsilon$

so erhält man:

$$\frac{U_A}{U_E} = \frac{k}{4} \cdot \epsilon$$

Das endgültige Schaltbild zeigt Abb. 6.26. Die Leitung zum unteren Pol des DMS muß doppelt geführt werden, damit nicht der Spannungsabfall auf der stromführenden Leitung DMS- R_2 , der z.B. auch bei nur leicht schwankender Temperatur keineswegs als konstant be-

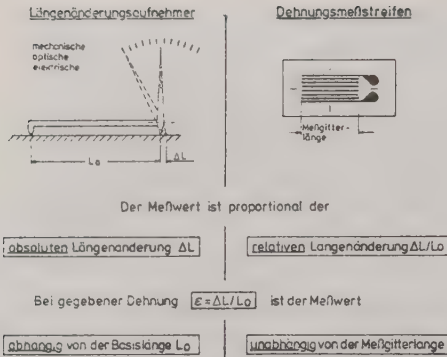


Bild 3: Unterschied zwischen absoluter und relativer Längenänderungsmessung

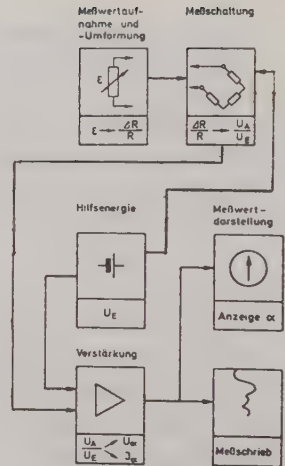


Abb. 6.23. Gegenüberstellung der Dehnungsmessung mit Aufnehmer und DMS

Abb. 6.24. Meßkette für DMS

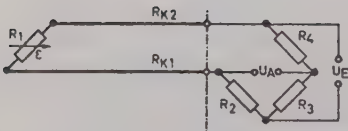


Abb. 6.25. Verwendete Brückenschaltung

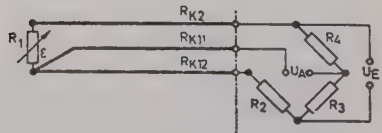


Abb. 6.26. Praktische Ausführung der Brückenschaltung

trachtet werden darf, die Messung von U_A verfälscht. Im dritten Glied der Kette, dem Verstärker, wird die Signalspannung auf eine zur Anzeige geeignete Höhe gebracht. Verwendet wird ein Sechskanalverstärker der Firma Vishay Instruments, der gleichzeitig die Brückenschaltung enthält. Definiert man als Verstärkungsfaktor v das konstante Verhältnis zwischen Eingangs- und Ausgangsspannung des Verstärkers U_{EV} und U_{AV} , $U_{AV} = v \cdot U_{EV}$

so erhält man nun insgesamt die Abhängigkeit

$$U_{AV} = v \cdot \frac{k}{4} \cdot \epsilon \cdot U_E$$

der Verstärkerausgangsspannung von der Dehnung. Das vierte Glied der Meßkette bildet die Anzeige. Zum Einsatz kommt ein Sechskanalschreiber der Firma Rikadenki ltd., der die Meßwerte festhält. Die bei diesen Versuchen zu registrierenden Dehnungen liegen bei maximal etwa 10^{-3} . Bei einer Größenordnung des k -Faktors von 2 liegen die relativen Widerstandsänderungen bei $2 \cdot 10^{-3}$. Bei einem gegebenen Widerstand der verwendeten DMS von 120 Ohm sind das 0.24 Ohm, bei der gewählten Brückenspannung von 1 V beträgt die Nebendiagonalspannung $5 \cdot 10^{-4} V$. Diese Zahlen, es handelt sich wohlgernekt um Maximalwerte, es müssen auch 100 mal kleinere Werte noch erfaßt werden, zeigen, wie genau die Brückenschaltung und der Verstärker arbeiten müssen. Wer die für Widerstände üblichen Toleranzen kennt, wird darüber staunen, daß die Widerstandstoleranzen für die DMS nur 0.2 % betragen. Trotzdem bedingt diese durchaus merkliche Toleranz,

daß Brücke und Verstärker beim Wechsel der Prothesen, also dem Anschluß neuer DMS, auf Ausgangsspannung 0 V abgeglichen werden müssen.

Dieser Abgleich hat nun zur Folge, daß die DMS nicht die absolute herrschende Dehnung, damit indirekt die absolute Spannung, sondern nur Dehnungsänderungen, damit indirekt Spannungsänderungen $\Delta \sigma$ registrieren.

Spannungen, die aufgrund des Herstellungsverfahrens oder bestimmter Härteverfahren bereits in der Prothese herrschen, sind damit der Messung entzogen. Dasselbe gilt aber auch für Spannungen, die nach dem Aufbringen der DMS in diesen und der Prothese entstanden sind, z.B. durch eine zu starke Belastung während der Messung.

Während der zuerst genannte Sachverhalt erhebliche Fehler in den Ergebnissen verursachen kann, wirkt der Zweite fehlermindernd.

6.4.5. Störgrößen bei der DMS Anwendung

6.4.5.1. Anbringung der DMS

Auf den vernachlässigbaren Einfluß der nicht ganz spannungsvektorparallelen Ausrichtung bin ich bereits eingegangen. Bei 8° Abweichung ergibt sich erst ein relativer Fehler von 1 %, da $\cos 8^\circ = 0.9903$. In der Projektion auf die Schmalseite des DMS ergibt sich stets die Winkelabweichung von 0° , da die Spannungen stets parallel zur Oberfläche verlaufen.

Sehr wichtig ist eine exakte Ausführung der Klebeverbindung des DMS mit der Prothese. Es dürfen keine Lufteinschlüsse vorkommen, und die Klebstoffschicht

muß so dünn wie möglich sein. Die DMS Hersteller haben einfache Prüfverfahren entwickelt, die es erlauben, die applizierten DMS auf einwandfreie Funktion zu überprüfen. Damit konnten defekte DMS erkannt und ersetzt werden.

6.4.5.2. Einfluß der elektrischen Schaltung

Die Widerstandsänderungen und Spannungen, die das Meßsignal ergeben, sind außerordentlich klein. Zwar sind die Betriebsspannungen durch die Hersteller exakt stabilisiert, jedoch können durch Influenz, Induktion bzw. elektromagnetische Felder Störspannungen in die DMS-nahen Kabel, bei denen keine Schirmung möglich ist, gelangen. Auch eine geeignete Kabelverdrillung gegen Induktion, Schirmung ist in diesem Fall wertlos, ist in der Nähe der DMS nicht durchführbar.

Tatsächlich stellt man aber fest, daß die oben genannten Einflüsse in der Praxis gar nicht vorkommen.

Anders steht es mit der Temperaturabhängigkeit des Widerstandes. Die Temperatur während der Versuche bleibt zwar konstant, jedoch wird der DMS von einem Strom durchflossen und erwärmt sich dadurch geringfügig. Die in Wärme umgewandelte Leistung beträgt bei einer Brückenspannung von 1 V:

$$P = \frac{U^2}{R} = \frac{0,25 \text{ V}^2}{120 \, \Omega} = 2,08 \cdot 10^{-3} \text{ W}$$

Diese Leistung führt, wie man durch Beobachten der Verstärkerausgangsspannung nachweisen kann, nicht zu einer merklichen Widerstandsänderung, ganz abgesehen

davon, daß sich sehr bald ein Zustand stationärer Temperatur einstellt.

Leider hält aber der Hersteller der DMS deren Widerstandstoleranzen nicht so klein, wie im Datenblatt angegeben. Das führt dazu, daß zum Abgleich Parallel- oder Serienwiderstände erforderlich sind, deren temperaturbedingte Widerstandsschwankungen erheblich sein können. (Auch ein Übergang zu anderen Schaltungen, wie Halbbrücke oder Vollbrücke, kann infolge der hohen Toleranzen Abgleichwiderstände nicht ersetzen.)

In den Fällen, wo solche Hilfsschaltungen nötig waren, setzte ich vor jeden Versuch eine gewisse Anlaufzeit, bis ein stationärer Temperaturzustand erreicht war.

Die Überwachung während der Versuche erfolgte so, daß ich die Nullpunktgleichheit vor und nach dem Versuch als hinreichendes Kriterium für die Konstanz der Versuchsbedingungen heranzog.

Des Weiteren erfolgte die Prothesenbelastung mit nicht zu kleinen Kräften, da dann das Verhältnis Widerstandsänderung durch Dehnung zu Widerstandsänderung durch statistischen Zufall angehoben wird.

7. Auswahl und Einteilung der Prothesen

7.1. Auswahl

Das Angebot an Hüftprothesen der verschiedenen Hersteller umfaßt zur Zeit etwa 500 Modelle, Varianten bezüglich der Abmessungen und Spezialausführungen nicht mitgerechnet. Jeder Hersteller hat die bei der klinischen Anwendung auftretenden Probleme auf seine eigene Art gelöst, wahrscheinlich auch aus Gründen des Patentrechts, so daß eine Vielzahl verschiedener Werkstoffe und unterschiedlicher Konstruktionen auf dem Markt ist. Dazu kommt, daß laufend neue, verbesserte Modelle in den Handel kommen (48).

Einen Überblick über die verwirrende Typenvielfalt gibt der "Prothesenatlas" von Hackenbroch (43). Für diese Versuche wurden 25 Prothesen mit dem größten Marktanteil von acht verschiedenen Herstellern ausgewählt. Eine Zusammenstellung gibt die Liste 7.1. auf den folgenden beiden Seiten. Es wurden stets die neuesten Modelle für die Versuche herangezogen, die noch entsprechend lange Zeit zur Verfügung stehen werden.

7.2. Art der angestrebten Vergleiche

Es geht in dieser Arbeit nicht nur um den Vergleich zwischen Modellen verschiedener Hersteller. Diese Vergleiche verlieren an Gültigkeit, sobald Sortimentsänderungen eintreten.

Viel wichtiger erscheint der Vergleich zwischen verschiedenen Ausführungen eines einzigen Modelles. So

Proben- nummer	Prothesen- hersteller	Typenbe- zeichnung	Katalog-Nr.	Verkeroff- hersteller	Material	Schaftlänge und Form	Halblänge (mm)	Kopf- Ø mm
8	Protek	Müller	15,32,40	-	AlSi 316L	Standard	kurz (30)	32
9	Protek	Müller	15,32,20	-	AlSi 316L	Standard	mittel (34)	32
10	Protek	Müller	15,32,30	-	AlSi 316L	Standard	lang (40)	32
11	Hommedica	CAD Müller	6976-4-032	Hommedica	CoCr-Guß	Stand. Curved	lang	32
12	Hommedica	CAD Müller	6976-3-032	Hommedica	CoCr-Guß	Stand. Curved	mittel	32
13	Hommedica	CAD Müller	6976-2-032	Hommedica	CoCr-Guß	Stand. Straight	lang	32
14	Hommedica	CAD Müller	6976-1-032	Hommedica	CoCr-Guß	Stand. Straight	mittel	32
17	Zimmer USA	Müller	4043-02	Zimmer USA	CoCr-Guß	Stand. 131mm	mittel (34)	32
18	Zimmer USA	T-28	4045-03	Zimmer USA	AlSi 316L	Klein, 108mm	mittel (27)	28
21	Protek	Müller	10,32,20	Sulzer	Protaul 10	Stand. 120mm	mittel (34)	32
22	Protek	Müller	10,32,30	Sulzer	Protaul 10	Stand. 120mm	lang (40)	32
23	Protek	Müller	10,32,60	Sulzer	Protaul 10	kurz, gerade 100mm	kurz (30)	32
1	Oetec	Daubenspeck	33652/5	Krupp	CoCr-Guß	150 mm	normal	38
5	Interplanta	Lubinus	120-170	Krupp	CoCr-Guß	130 mm	lang (60)	35
7	Interplanta	Lubinus	122-160	Krupp	CoCr-Guß	130 mm	kurz (46)	32
15	Thackray	Charnley	62-1188	-	AlSi 316L	130 mm	(43)	22
16	Zimmer USA	Charnley	4032-01	Zimmer USA	AlSi 316L	Stand. 114mm	(32)	22
19	Francobal	Christiansen	9006	-	CoCr-Guß	130 mm	mittel	46
20	Aesculap	Weller	NA 134	DEW	CoCr-Guß	Stand. 125mm	mittel (50)	32
2	Lank	St. Georg	15-1017-133	DEW	CoCr-Guß	lang IB 170mm	-	38
3	Lank	St. Georg	15-1016-133	DEW	CoCr-Guß	lang IC 170mm	-	38
4	Interplanta	Lubinus	122-110	Krupp	CoCr-Guß	lang 170 mm	lang (60)	32
6	Interplanta	Lubinus	120-100	Krupp	CoCr-Guß	lang 170 mm	kurz (46)	35
24	Protek	Müller	10-32-70	Sulzer	Protaul 10	lang 170 mm	mittel (34)	32
25	Aesculap	Weller	NA 118	DEW	CoCr-Guß	lang 180 mm	mittel (50)	32

Liste 7.1. Untersuchte Prothesen

gibt es sonst identische Prothesen in mehreren Abmessungsvarianten, z.B. mit kurzem und langem Schaft oder Hals bzw. mit schwächer oder stärker gekrümmtem Schaft (106).

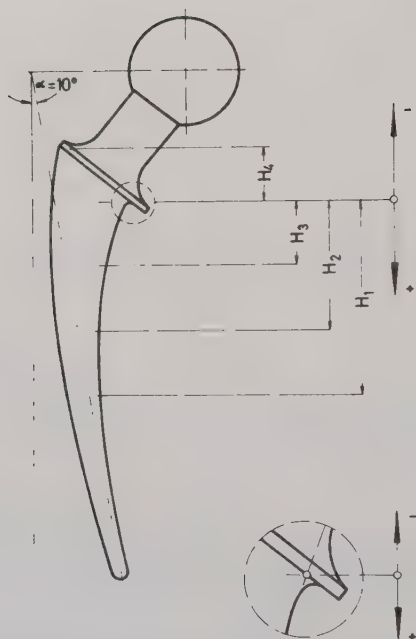
Die Ergebnisse aus solchen Vergleichen sind in der Regel nicht typenabhängig, sondern haben allgemeine Gültigkeit, für alle Konstruktionen, auch die, die noch erscheinen werden (4, 20).

7.3. Einteilung der Prothesen, Gußhöhen, DMS Anbringungspunkte

Es erscheint nicht sinnvoll, für jede Prothese gemäß ihrer Schaftlänge eigene Einbetthöhen und Dehnungsmeßpunkte festzulegen. Die Prothesen wurden deshalb in drei Gruppen eingeteilt, mit kurzem Schaft, bis 12 cm, mit mittlerem Schaft, 13,2 bis 15 cm, mit langem Schaft, ab 16,5 cm. Die Hersteller haben oft abweichende Vorstellungen von diesen Bezeichnungen, so wird die Schaftlänge der Weller NA 134 vom Hersteller als "mittel" bezeichnet, sie wurde jedoch aufgrund der Schaftlänge von 12 cm hier in die Gruppe "kurz" eingereiht.

Für jede der drei Gruppen wurde eine eigene Verteilung der Dehnungspunkte und eigene Höhen festgelegt (Abb. 7.2.). Wie in den vorigen Kapiteln erläutert, blieb ein Bereich knapp unter dem Kragen und unter der untersten Eingußhöhe frei von Dehnmeßpunkten.

Die einmal gewählte Verteilung der Meßpunkte und Höhen wurde proportional zur mittleren Schaftlänge gestreckt, bis auf eine Verschiebung der DMS aus Platzgründen bei den Kurzschaftprothesen. (Die DMS selbst



Schaft	Lage der DMS 1 bis 6	H ₁	H ₂	H ₃
Kurz	(n-1) x 16 - 4	72	48	16
Mittel	(n-1) x 18	86	58	22
Lang	(n-1) x 24	116	76	28

Alle Maße in mm

Abb. 7.2. Lage der DMS und Eingußhöhen bei Kurz-, Mittel- und Langschaftprothesen

haben eine Länge von 12 mm und zusätzlich ist ein Sicherheitsabstand von 2 mm zur sicheren elektrischen Trennung der blanken Anschlußdrähtchen bei geringfügigen Lageverschiebungen der DMS nötig.) Sämtliche angegebenen Maße wie Schaftlänge, Lage der DMS, Eingußhöhen sind als senkrechter Abstand von dem in Abb. 7.2. eingekreisten medialen Kragenauf-
lagepunkt aus gemessen, und zwar bei der Prothesenstellung, die sie im, um die anatomischen 10° geneigten Femur, einnehmen würde.

8. Auswertung der Ergebnisse

8.1. Hilfsmittel

Bei der Auswertung der Ergebnisse fallen zahlreiche Probleme der numerischen Mathematik an. Die dabei nötigen zahlreichen Rechnungen können nicht mehr von Hand durchgeführt werden. Zur Auswertung wurde daher die Rechenanlage TR 440 am Leibniz Rechenzentrum der Bayerischen Akademie der Wissenschaften herangezogen.

Neben der Ersparnis an Rechenaufwand ist als weiterer Vorteil der EDV die radikale Senkung der Fehlerquote bei der Auswertung zu nennen. Fehler können nur noch durch unrichtige Eingabedaten auftreten, aber auch in diesem Fall wird die Fehlerwahrscheinlichkeit durch eine eingebaute Plausibilitätskontrolle der Daten praktisch zu Null gesetzt.

Im Anschluß an die eigentliche Aufbereitung der Daten wurden die gewünschten Diagramme über ein Plot-Programm maschinell gezeichnet.

8.2. Versuchsergebnis an einer einzelnen Dehnmeßstelle

Die aufgebrachte richtungskonstante Kraft F bewirkt

1. eine Normalspannung p , $p \sim F$ ($\sim$ = proportional)
2. über ihr Biegemoment eine Zugspannung $\sigma \sim F$

Die Proportionalitäten gelten aufgrund des Hookschen Gesetzes.

Zusammenfassend ergibt sich: $(p + \sigma) \sim F$

Verfolgt man die Signale eines einzelnen DMS während des Belastungsversuchs, so stellt man fest, daß das Diagramm  gegen aufgebrachte Kraft F keineswegs eine Gerade ergibt. Die ermittelten Werte streuen mehr oder weniger stark. Das liegt daran, daß doch gewisse Meßfehler auftreten, das Einstellen der aufgebrachten Kraft ist nicht ganz toleranzfrei möglich, durch elastizitätsbedingte Verschiebungen treten Streuungen in der Spannung auf. Es besteht also kein streng funktioneller Zusammenhang zwischen ϵ und F an den einzelnen DMS, sondern eine stochastische Abhängigkeit.

Diese statistisch bedingten Schwankungen dürfen nicht in das Ergebnis eingehen, sondern müssen mit statistischen Methoden eliminiert werden. Es genügt aus diesem Grunde nicht, nur ein einziges Wertepaar Kraft - Spannung zu messen und über die zusätzliche Annahme, die Gerade gehe durch den Ursprung, die Proportionalitätskonstante festzulegen.

Es müssen mindestens vier bis fünf Wertepaare zur Verfügung stehen, um die zufälligen Schwankungen eliminieren zu können. In den vorliegenden Versuchen wurden meist sehr viel mehr Wertepaare gemessen. Daneben ist es natürlich nötig, das sei ausdrücklich betont, festzustellen, ob der theoretisch erwartete lineare Zusammenhang tatsächlich mit den Versuchsergebnissen übereinstimmt. Eine Korrelationsanalyse ergab im vorliegenden Fall Signifikanzen von praktisch 100 % beim Test auf linearen Zusammenhang.

8.3. Angewandte Verfahren

Welche Verfahren der numerischen Mathematik und der Statistik kommen nun zur Aufbereitung der Ergebnisse in Frage? Eine reine Interpolation der Wertepaare Kraft - Spannung scheidet aus, da sie ja exakt fehlerfreie Stützwerte voraussetzt.

Zur Fehlerelimination muß vielmehr eine Ausgleichsrechnung durchgeführt werden, wobei ein linearer Zusammenhang $\sigma = f(F, a_1, a_2) = a_1 \times F + a_2$ zugrundegelegt werden darf.

Es geht also darum, die beiden Koeffizienten a_1 und a_2 aus dem überbestimmten Gleichungssystem:

$$\sigma_i = f(F_i, a_1, a_2) \quad i = 1, \dots, n$$

n = Zahl der in einem
Versuch gemessenen
Wertepaare

"möglichst gut" zu bestimmen.

Als "möglichst gute Lösungen" bezeichnet man in der Regel die, die den Ausdruck

$$(1) \quad \sum_{k=1}^m (\sigma_k - f(K_k, a_1, a_2))^2$$

oder

$$(2) \quad \max_{1 \leq k \leq m} \left| \sigma_k - f(K_k, a_1, a_2) \right|$$

minimieren.

Im ersten Fall wird die Euklidische Norm des Fehlers minimiert, das ergibt die sog. "Methode der kleinsten Quadrate", im zweiten Fall die Maximumnorm, das

ist das "diskrete Tschebyschew Problem".

Hier soll mit der Methode der kleinsten Quadrate gearbeitet werden. Da der obige Ausdruck (1) stetige partielle Ableitungen nach a_1 und a_2 besitzt, kann man sofort eine notwendige Bedingung angeben, daß a_1 und a_2 (1) minimieren. Dies führt auf ein lineares Gleichungssystem. Der Einfachheit halber sei seine Lösung hier gleich angegeben:

$$\sigma = B \cdot K + A;$$

$$B = \frac{n \cdot \sum(xy) - \sum x \cdot \sum y}{n \cdot \sum x^2 - (\sum x)^2};$$

$$A = (\sum y - B \cdot \sum x) / n;$$

Diese Gleichungen ergeben die sog. "Regressionsgerade" von F auf σ . Man muß an dieser Stelle besonders darauf hinweisen, daß diese Regressionsgerade für den umgekehrten Zusammenhang, σ als unabhängige, F als abhängige Variable, einen anderen Verlauf hat, da in diesem Fall nicht die Fehler von σ sondern von F minimiert werden. Bei der Regression wird außerdem die Annahme fallengelassen, die Gerade gehe durch den Ursprung. Erstens ist es sehr schwer, alle Schreiberkanäle exakt auf Null einzustellen (wobei gar nicht gesagt ist, daß ohne Last stets die Dehnung Null herrscht), da alle sechs Federn auf der Nulllinie übereinanderschreiben, zweitens ist trotz der Anzeige Kraft = 0 eine Last wirksam, dies beruht auf der Lage der Kraftmeßdose. Diese Fehlerquellen werden dadurch ausgeschaltet, daß die Anfangsbelastung und die Nullpunktsverschiebung des Schreibers

von den anderen Meßpunkten subtrahiert wird. D.h., die Regressionsgerade wird solange parallelverschoben, bis sie durch den Ursprung geht.

In der Praxis wird dies so durchgeführt, daß die Regressionsgerade aus allen Meßpunkten $\neq (0,0)$ konstruiert wird. Die Konstante a_2 wird sodann zwar gespeichert, in den weiteren Berechnungen jedoch = 0 gesetzt, damit ist die notwendige Parallelverschiebung gegeben. Man rechnet also dann mit der Regressionsformel $\sigma' = a_1 \times F$ weiter.

Ein ungenau eingestellter Nullpunkt, ein Fall der bei den Serienmessungen schon einmal vorkommen kann, wird also kompensiert, und verursacht keinerlei Fehler. Dasselbe gilt, falls versehentlich eine Anfangsbelastung auf die Prothese wirkt.

8.4. Abruf der Ergebnisse

Soll nun für eine Prothese in einer bestimmten Ein-
gußhöhe und Stellung das Spannungsprofil über den
Prothesenschaft bei einer bestimmten vorzugebenden
Belastungskraft ausgegeben werden, so kann man die
Spannung an den sechs DMS Befestigungsstellen durch
Einsetzen der Belastungskraft in die Regressionsgleichungen erhalten. Natürlich sollte man darauf achten, die Belastungskraft einigermaßen realistisch zu wählen, um nicht zu kleine oder zu große, die Festigkeit überschreitende Spannungen zu bekommen. Die Spannungen sind hier ja nach oben nicht begrenzt, da bei der Regressionsgeraden der plastische Bereich nicht berücksichtigt ist. Prinzipiell führt aber jede vorgegebene Kraft, auch die kleinste oder größte, zu richtigen Vergleichen der Spannungsprofile.

8.5. Graphische Darstellung

Aus den ca. 25 000 Spannungswerten ergeben sich immerhin noch 1 800 Regressionsgeraden. Ein Verzeichnis dieser Zahlenwerte in Tabellen führt zu äußerst unübersichtlichen und unanschaulichen Strukturen. Es kommt daher als geraffte Darstellung der Ergebnisse nur eine graphische Darstellung in Frage.

Die Spannung σ als abhängige Variable und als hauptsächlich interessierende Größe ist abhängig von:

1. Belastung
2. Eingußhöhe
3. Stellung (Varus, Normal, Valgus 5° und 10°)
4. Position des DMS
5. Abmessungen der Prothese
6. Werkstoff der Prothese

Das sind sieben Dimensionen. Es muß nun eine Möglichkeit gesucht werden, die Spannung in Abhängigkeit von den aufgezählten Parametern übersichtlich darzustellen. In Frage kommt nur eine zweidimensionale Darstellung, die durch mehrere Kurven in einer Zeichnung quasi mehrdimensional erweitert werden kann. Zwar besteht prinzipiell die Möglichkeit dreidimensionale Graphiken zu fertigen, diese Art der Darstellung gestattet einen guten Überblick, jedoch hat sie den Nachteil fehlender Exaktheit. So gestattet sie kein Bestimmen von Spannungen durch Abmessen des Ordinatenwertes.

Die Größen 1 bis 4 obiger Aufstellung sind stetige Meßwerte, die Spannung könnte gegen jeden von ihnen aufgetragen werden. Die verschiedenen Möglichkeiten sollen kurz durchgegangen werden.

Spannung gegen Belastung (Abb. 8.1.): Für jeden DMS ergibt sich eine Gerade durch den Ursprung. Zeichnet man die Geraden für alle DMS einer Prothese in die Zeichnung ein, so kann man sich ein Bild der Spannungsverteilung schaffen. Allerdings ist diese Darstellung stark redundant, da die lineare Abhängigkeit der Spannung von der Kraft sowieso bekannt ist.

Spannung gegen Stellung oder Einbetthöhe: Auch hier müßten sämtliche zu den DMS einer Prothese gehörigen Kurven in ein Diagramm eingezeichnet werden, da die Spannungsverteilung bei einer Prothese gesucht ist. Beiden Methoden haftet der Nachteil an, daß zum Vergleich von n Prothesen $6 \times n$ Kurven herangezogen werden müssen.

Spannung entlang des Prothesenschaftes: Bei dieser Darstellung (Abb. 8.3.) läßt sich das Spannungsprofil sehr schön darstellen. Das Maximum der Spannung muß nicht unbedingt an einer Dehnmeßstelle liegen. Diese Darstellung ist die einzige, die in der Lage ist, ein solches Maximum zu erkennen. Durch einzeichnen weiterer Prothesenspannungsprofile kann der Einfluß von Stellung und Höhe leicht ermittelt werden. Beim Vergleich verschiedener Prothesen wird die Zeichnung nicht überladen. Deshalb wurde hier diese Form der Darstellung gewählt.

Die Ergebnisse beruhen auf solchen graphischen Darstellungen. Da jedoch die Wiedergabe aller 127 gezeichneten Diagramme zu umfangreich und unübersichtlich gewesen wäre, wurde in der Arbeit eine tabellarische Darstellung gewählt.

In Abhängigkeit von der Stellung der Prothese (Varus-, Valgus- oder Normalposition) und der Eingußhöhe wird das jeweils auftretende Maximum der Zugspannung zahlenmäßig angegeben (Abb. 8.2.).

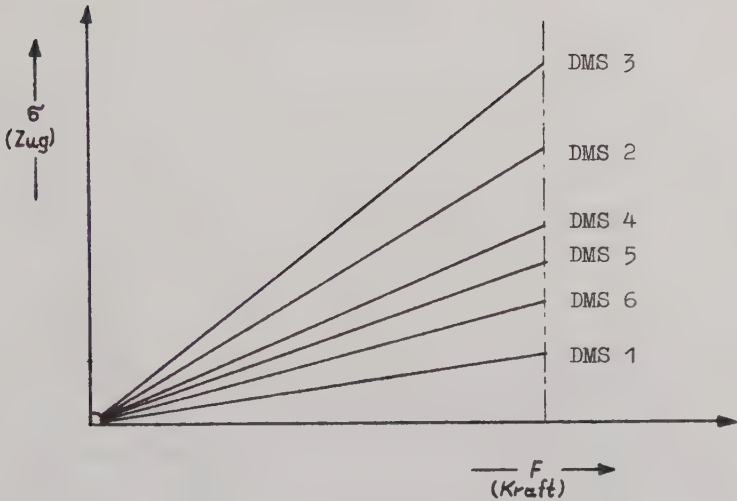


Abb. 8.1. Darstellung σ (F) mit DMS als Parameter

Last $F = 1000 \text{ N}$			
$\sigma_{\max} (\text{MPa})$	Valgus	Norm	Varus
H_1	157	256	380
H_2	114	172	229
H_3	49	59	71

Abb. 8.2. Tabellarische Zusammenfassung von drei graphischen Darstellungen (drei Eingüßhöhen) wie Abb. 8.3.

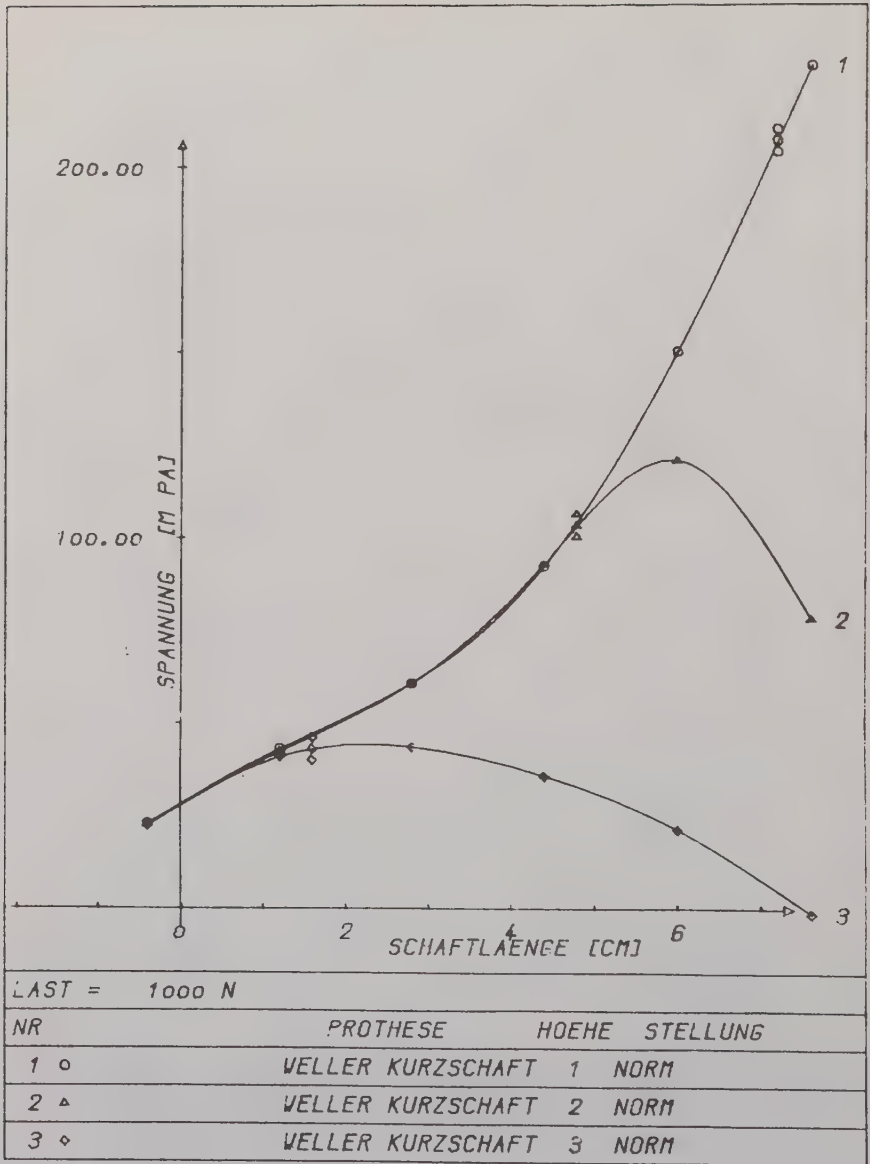


Abb. 8.3. Darstellung $\sigma(x)$, x = ein Punkt des Prothesenrückens, mit demselben Informationsgehalt wie 8.1.

Dies ermöglicht rasche Vergleiche zwischen den einzelnen Prothesenmodellen bei der Variation verschiedener Parameter.

Zur Interpolation in den Diagrammen wurden kubische Splinefunktionen ohne vorgeschaltete Ausgleichsrechnung eingesetzt. Die Interpolation ist hier erlaubt, da an der Prothese sicher keine Unstetigkeitsstellen in der Spannungsverteilung am Rücken auftreten.

Die Interpolation mit Spline-Funktionen scheint hier das gegebene zu sein, da die Anwendung anderer Interpolationsverfahren, z.B. auch von Spline-Funktionen höheren als dritten Grades, wegen der geringen Stützpunktzahl problematisch werden kann, sofern sich das Ergebnis dann überhaupt von dem des verwendeten Verfahrens wesentlich unterscheidet.

Aufgrund der Möglichkeit der Interpolation ist es auch nicht allzu tragisch, wenn einmal ein DMS ein fehlerhaftes Signal abgibt und daher unberücksichtigt bleiben muß. Der entsprechende Stützpunkt wird dann einfach ausgelassen. Ist allerdings der oberste oder unterste DMS defekt, so wird keine Extrapolation ausgeführt, wegen des bekannt starken Ansteigen des Fehlers außerhalb des Stützpunktbereichs bei Splinefunktionen und den meisten anderen Interpolationsverfahren.

Zur Darstellung selbst soll noch bemerkt werden, daß die Stützpunkte, also die DMS Befestigungspunkte, an denen also keine interpolierten, sondern gemessene Werte aufgetragen sind, durch einen Kreis, Dreieck oder dergleichen markiert werden. Die Eingußhöhen werden ebenfalls auf der Kurve durch dieses Symbol, dreifach übereinander aufgetragen, gekennzeichnet.

9. Auswertung der Vorversuche

Die Vorversuche dienten in erster Linie dazu, Entscheidungshilfen für viele offene Probleme zu liefern. Hier wäre zu nennen die DMS Verteilung entlang des Prothesenrückens und die Eingußhöhen. Des Weiteren sollten die theoretischen Erkenntnisse, z.B. bezüglich der Kraftrichtung, in der Praxis erprobt und überprüft werden. Die gewonnenen Erkenntnisse sind weitgehend in die Versuche eingeflossen und in der Versuchsbeschreibung im Einzelnen nachzulesen, so daß sich eine Aufstellung hier erübrigt. Außerdem wurde im Verlauf der Vorversuche die Eichung und Meßgenauigkeitsanalyse der Versuchsapparatur durchgeführt.

10. Auswertung der systematischen Messungen

10.1. Zur Systematik

Bei der Untersuchung der einzelnen Prothesen stellen sich viele gemeinsame Eigenschaften heraus, die teils auch durch die Theorie untermauert werden. Andere Eigenschaften sind wieder charakteristisch für bestimmte Prothesenmodelle, wieder andere Erkenntnisse ergeben sich erst aus der Zusammenschau und dem Vergleich der Prothesen untereinander. Um die Ergebnisse möglichst kompakt darstellen zu können und um Wiederholungen zu vermeiden, wird folgende Dreiteilung vorgenommen. In einem allgemeinen Teil werden die allen Prothesen gemeinsamen Erkenntnisse

behandelt, in einem speziellen Teil werden die Eigenheiten und abweichenden Eigenschaften der einzelnen Modelle ausgeführt. Im dritten Teil wird dann auf die Ergebnisse des Modellvergleichs im Einzelnen eingegangen.

Sämtliche folgenden Überlegungen gründen sich weder ausschließlich auf die Versuchsergebnisse, noch allein auf theoretische Überlegungen. Sie sind vielmehr eine Synthese beider Komponenten.

An dieser Stelle sollen noch zwei Zahlenwerte vorausgeschickt werden, nämlich die Festigkeitsgrenzen der verwendeten Materialien. Sie liegen für den Werkstoff "rostfreier Stahl", auch Stainless Steel oder AISI 3162 bei 500 MPa, bei Vitallium und Pro-tasul 10 bei 600 MPa. Die Dauerfestigkeit liegt bei etwa $1/4$ davon, also bei 125 bzw. 150 MPa.

Auch soll hier die Funktion $\sigma(x, H_1, St_1)$ oder $\sigma(x, H_1, \varphi)$ eingeführt werden, als die Spannung an dem Prothesenrücken. Parameter sind:

x = senkrechter Abstand eines beliebigen, auf dem Prothesenrücken gelegenen Punktes vom Nullpunkt (Definition s. Kap. 7.3.)

H_1 = Eingußhöhe (H_1 , H_2 oder H_3)

St_1 = Stellung der Prothese (Varus-, Valgus- oder Normal)

φ = Stellungswinkel, d.h. Abweichung von der Normalposition in Winkelgraden

Die Stellungswinkeländerung von Normal- zu Varus- oder Valgusposition beträgt, wenn nicht ausdrücklich anders angegeben, 5 Grad.

Für die Diagramme wurde eine Belastung von 1000 N gewählt. Dies entspricht in etwa der tatsächlichen

Last bei einer Körpermasse von 60 kg, die Variationen durch verschiedene Hebelarmlängen einmal nicht berücksichtigt. Strenggenommen müsste man auch für die verschiedenen Eingußhöhen jeweils eine eigene Last berechnen. Dies erschwert jedoch sämtliche Vergleiche. Ist eine Umrechnung tatsächlich erwünscht, so kann dies ohne Schwierigkeiten durchgeführt werden, wegen des linearen Zusammenhangs zwischen Last und Spannung.

10.2. Allgemeiner Teil

10.2.1. Allgemeiner Teil

Mit dem Körpergewicht steigt auch streng proportional die Kraft, die die Abduktoren aufbringen müssen, um den Körper beim Gehen im Gleichgewicht halten zu können. Wegen der festen Orientierungsrichtung beider Kräfte ist auch die Resultierende, das ist die Hüftkraft, dem Körpergewicht proportional. Dies hat folgende Konsequenzen:

1. Die Spannung in der Prothese steigt proportional zum Körpergewicht. Das ist bei der korrekt eingebetteten Prothese (H 3) nicht weiter schlimm, da die Spannungswerte bei allen Prothesen dann deutlich unter der Bruchlast liegen. Jedoch schon bei nur geringfügig gelockerter Prothese stößt die Spannung relativ schnell in Bereiche bis zu $\frac{1}{3}$ oder $\frac{1}{4}$ der Bruchlast vor (H 2 und H 1).
2. Man betrachte noch einmal das Wöhler Diagramm Abb. 5.3., an der nun die Auswirkung dieser Spannungs-

vergrößerung deutlich gemacht wird. Solange die Hüftkraft Spannungen unterhalb der Dauerfestigkeit induziert, wird die Lebensdauer der Prothese hiervon nicht berührt. Vergrößerung der Hüftkraft, z.B. durch das Körpergewicht adipöser Patienten, hat in diesem Fall keinen Einfluß.

Eine auch nur geringfügige Vergrößerung der Spannung über die Dauerfestigkeit hinaus hat schwere Folgen. Bei 1 bis 3×10^6 Lastwechseln im Jahr, die auf eine Endoprothese einwirken, kann nicht die Einmalbruchfestigkeit sondern nur die Dauerbruchfestigkeit ausschlaggebend sein. Die Lebensdauer wird aber beim Anwachsen der Spannung in der Prothese stark überproportional reduziert (Abb. 10.1.).

Zusammenfassend kann man sagen, daß die Zunahme des Körpergewichts bis zu einem gewissen Punkt nicht tragisch ist. Eine weitere Vergrößerung über diesen Punkt hinaus führt jedoch zu einer radikalen, nicht mehr in Kauf zu nehmenden Senkung der Lebensdauer der Prothese. Da man vor einer Auslockerung nie sicher ist und die Mediziner konsequenterweise fordern, daß auch eine geringfügig gelockerte Prothese, mit ihrer enormen Beanspruchung, der weiteren Belastung standhält, muß dem Konstrukteur ohne Rücksicht auf die Kosten jedes Mittel recht sein, die Spannungen in der Prothese zu reduzieren.

Umgekehrt muß der Patient alles daran setzen, sein Gewicht auf das Normalgewicht herabzusetzen, bzw. dieses Gewicht zu halten.

10.2.2. Stellung der Prothese

Aber auch der Operateur trägt hier erhebliche Verantwortung. So kommt es unbedingt darauf an, die Prothese in Valgusposition zu implantieren (116). Es gilt für alle Prothesen und Eingußhöhen ausnahmslos:

$$\sigma(x, H_i, \text{Varus}) > \sigma(x, H_i, \text{Normal}) > \sigma(x, H_i, \text{Valgus})$$

$$H_i = \text{const} \quad x = \text{const}$$

Dieses Einsetzen in Valgusposition bewirkt gegenüber der Normalstellung:

1. Eine Reduktion der wirkenden Kräfte, das ist nachzulesen bei Ungethüm (112).
2. Die Verringerung des Biegemomentes durch Verringerung des Abstandes Kraftwirkungslinie-Prothese. Dies folgt unmittelbar aus der Definition der Valgusposition als der Stellung in der die Prothese am medialsten steht.
3. Es erfolgt eine Verschiebung des Biegemomentmaximums innerhalb der Prothese nach oben, d.h. in Bereiche mit größerem Querschnitt, wie aus der Verschiebung des Spannungsmaximums zu kleineren Abszissenwerten in der graphischen Darstellung aller Prothesen hervorgeht.

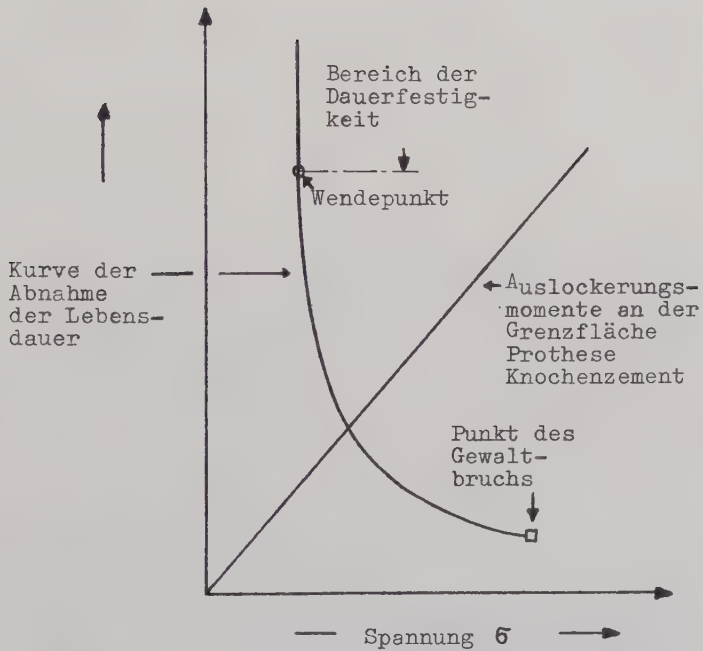


Abb. 10.1. Zusammenhang zwischen Spannung, Lebensdauer und Auslockerungsmomenten

10.2.3. Eingußhöhen

Man definiert: $\max_x \sigma(x, H_i, St_i) = \text{Spannungs-Supremum}$
über den Bereich des Schaftes.

Es gilt:

$$\max_x \sigma(x, H_3, St_i) < \max_x \sigma(x, H_2, St_i) < \max_x \sigma(x, H_1, St_i)$$

$$i = \text{const}$$

$$St_i = \text{const}$$

für alle untersuchten Prothesen.

Außerdem kann man erwartungsgemäß feststellen, daß sich die Lage des jeweiligen Spannungsmaximums von H 1 bis H 3 zu niedrigeren Werten, also weiter nach oben, verschiebt.

Diese Argumentation ist natürlich kein Beweis im streng mathematischen Sinne, da ja niemals alle Prothesen untersucht werden können. Da sich die hier aufgestellten Sätze jedoch nie ausschließlich auf die Versuche gründen, sondern jeweils theoretisch untermauert werden können, ist diese Aussage doch als allgemeingültig zu betrachten.

Die theoretische Begründung folgt daraus, daß die Spannungen in Prothesenpunkten außerhalb des Einbettungsmittels aufgrund derselben Biegemomente gleich sein müssen, für verschiedene Gußhöhen. Das Einbettungsmittel reduziert die Spannungen in der Prothese, so daß um die Einbettungsstelle herum die Kurve umbiegt und ein Maximum entsteht. Daraus folgen die beiden obigen Aussagen.

Es wurde nun geprüft, ob die Hypothese zutrifft, daß eine Prothese, die im fest eingebetten Zustand besser ist als eine andere, diese Eigenschaft auch im Falle der Lockerung der beiden betrachteten Mo-

delle beibehält, also ob gilt:

$$\Rightarrow \left\{ \begin{array}{l} 1. \max_x \sigma(x, H_2, St_i) \text{ Pr. a } < \max_x \sigma(x, H_2, St_i) \text{ Pr. b} \\ \text{oder} \\ 2. \max_x \sigma(x, H_1, St_i) \text{ Pr. a } < \max_x \sigma(x, H_1, St_i) \text{ Pr. b} \end{array} \right. \Rightarrow$$

Pr. = Prothese

Es stellte sich heraus, daß diese Folgerung nicht erlaubt ist, und die Hypothese demgemäß verworfen werden muß. Hierzu soll noch bemerkt werden, daß hier die mathematisch exakte Beweisform sogar eingehalten wurde. Ein Gegenbeispiel genügt, um einen Satz zu entkräften.

10.2.4. Kragenauflagefläche

Die Untersuchung der Rolle der Kragenauflagefläche findet sich ebenfalls bei Ungethüm (113). Aus seinen Versuchen muß geschlossen werden, daß die Kraft, die vom Kragen nicht aufgenommen wird, in die Prothese weitergeleitet wird und dort erhebliche Spannungssteigerungen verursacht.

10.2.5. Einflüsse, die zu schlechtem Sitz der Prothese führen

Solche Einflüsse werden in den Versuchen durch den Übergang von H 3 auf H 1 oder H 2 simuliert. Der Ope-

rateur ist weiterhin verantwortlich für die kraftschlüssige Verankerung der Prothese im Femur. Eine auch nur geringfügige Beweglichkeit der Prothese, sei es durch zu wenig Knochenzement, sei es durch Luft, Blut oder Knochensplittereinschlüsse im Zement, oder unrichtigen Gebrauch des Verankerungsmaterials, führt, das zeigen die Kurven für H 1 und H 2 deutlich, zu gewaltigen Spannungssteigerungen.

Bei jeder Vergrößerung der Spannung muß außerdem bedacht werden, daß die Auslockerungskräfte, die ja meist auch von Biegemomenten abhängen, ebenfalls mit steigen. Eine solche Erhöhung bleibt also nie ohne Folgen wie Abb. 10.1. zeigt.

10.2.6. Weitere Sätze

Folgende weiteren Sätze mit allgemeiner Gültigkeit können aufgestellt werden:

In der Stellung Valgus 5° liegt das Spannungsmaximum weiter oben im Prothesenschaft, als bei Normalstellung oder Varusposition. Exakter:

$$x_1 = \left\{ x \mid \sigma(x_1, H_1, \text{Valgus } 5^\circ) = \max_x \sigma(x, H_1, \text{Valgus } 5^\circ) \right\}$$

$$x_2 = \left\{ x \mid \sigma(x_2, H_1, \text{Norm}) = \max_x \sigma(x, H_1, \text{Norm}) \right\}$$

$$x_3 = \left\{ x \mid \sigma(x_3, H_1, \text{Varus } 5^\circ) = \max_x \sigma(x, H_1, \text{Varus } 5^\circ) \right\}$$

$$x_1 < x_2 < x_3 \quad \text{für festes } H_1$$

x_1 = Spannungsmaximum in Position Valgus

x_2 = Spannungsmaximum in Position Normal

x_3 = Spannungsmaximum in Position Varus

Diese Tatsache ist eine Folge sowohl der Biegemomente, also dem Abstand Wirkungsline - neutrale Faser, als auch der Geometrie der Prothesen.

Da ein Bruch am Spannungsmaximum zu erwarten ist, scheint mir diese Feststellung sehr wichtig zu sein.

Eine weitere Tatsache mit Allgemeingeltung ist, daß die Änderungen der Spannungsmaxima und auch der Spannungen an einer festen Stelle des Schaftes in Abhängigkeit vom Stellungswinkel mit wachsenden Eingußhöhen abnehmen.

Setzt man in der Funktion $\sigma(x, H_i, St_i)$ anstelle der diskreten gemessenen Stellungswinkel St_i den stetigen Winkel φ , σ ist ja eine stetige Funktion des Stellungswinkels, kann man dies so formulieren:

$$\left(\frac{\partial \sigma(x_0, H_1, \varphi)}{\partial \varphi} \right) > \left(\frac{\partial \sigma(x_0, H_2, \varphi)}{\partial \varphi} \right) > \left(\frac{\partial \sigma(x_0, H_3, \varphi)}{\partial \varphi} \right)_{x_0 = \text{const.}}$$

Auch dies ist unmittelbar klar, da eine Winkeländerung mit dem Kugelkopfmittelpunkt als Drehpunkt im oberen Teil des Schaftes geringere Änderungen des Bogens zur Folge hat, als im unteren Teil des Schaftes.

Praktische Konsequenz: Die schädliche Wirkung der Varusimplantation kommt bei gelockerter Prothese erst richtig zur Auswirkung, was eine Potenzierung der Kräfte im Lockerungsfall zur Folge hat.

10.3. Spezieller Teil

Natürlich werden die allgemeinen Sätze hier vorausgesetzt und nicht bei jeder Prothese wiederholt. Es werden folglich auch nicht alle einzelnen Modelle hier beschrieben. Es wird nur auf die Typen eingegangen, bei denen sich besondere, positive oder negative, Eigenschaften herausstellen, oder die typische Beispiele für eine Erkenntnis aus dem allgemeinen Teil sind.

Ideal wäre es natürlich, wenn für jede Prothese eine Zahl als Maßstab für ihre Güte angegeben werden könnte. Dies ist selbstverständlich nicht möglich, und es müssen deshalb verschiedene Kriterien gefunden werden, um die unterschiedlichen Eigenschaften der Prothesen zu beurteilen.

Hierfür kommen etwa in Frage:

1. $\partial \sigma(x_0, H, \varphi) / \partial \varphi$ bzw. der Betrag dieser partiellen Ableitung

Dies kann so interpretiert werden, daß die Prothese, je kleiner der Betrag dieser Zahl ist, umso unempfindlicher auf Stellungsabweichungen beim Einbau reagiert. Natürlich ist hier auch noch die Abhängigkeit von h zu beachten.

2. $\partial \sigma(x_0, H, \varphi) / \partial H$ bzw. $|\partial \sigma / \partial H|$

Eine Prothese mit kleiner partieller Ableitung nach h muß also besonders stabil, auch bei partieller Lockerung, bezeichnet werden.

3. $\partial \sigma(x, H, \varphi) / \partial x$ bzw. $|\partial \sigma / \partial x|$

Diese Abteilung sollte möglichst auf kleine Werte

beschränkt bleiben, da dies sonst auf eine ausgeprägte Spannungsspitze hinweist. Natürlich gibt auch eine beschränkte Ableitung keinesfalls eine Gewähr, daß die Spannungen klein sind, sie können dann auch konstant hoch sein.

Kurzer Einschub zur Nomenklatur:

$\sigma_{\max}(H, \varphi)$ gibt die maximale Spannung in der Prothese an, also nach Maximumbildung über x , und zwar stets das positive, nicht das absolute Maximum.

4. $\partial \sigma_{\max}(H, \varphi) / \partial \varphi$ oder der Betrag davon

Dies ist ein völlig anderes Kriterium als bei 1., da dort die Stelle x_0 stets festgehalten wurde. Wenn dieser Wert sehr klein ist, so beweist dies eine sehr günstige Eigenschaft der Prothese.

5. $\partial \sigma_{\max}(H, \varphi) / \partial H$ oder der Betrag davon

Auch dies ist ein anderes Kriterium als 2., weist jedoch ebenfalls in dieselbe Richtung, d.h. relativ geringe Bruchgefahr, auch bei teilweiser Auslockerung.

Zahlreiche weitere Kriterien seien hier zu nennen, man denke nur an die gemischten partiellen Ableitungen zweiten Grades.

Es muß aber hier vorsorglich darauf hingewiesen werden, daß die erwähnten Kriterien keine Zahlen sind, aus denen auf Protheseneigenschaften geschlossen werden kann, deshalb wurde die Schreibweise $|\partial \sigma / \partial \varphi| \leq \epsilon$ absichtlich nicht gebraucht, sondern daß jeweils der ganze Kurvenverlauf beurteilt werden muß.

Eine Schwierigkeit in der Beurteilung des Spannungsverlaufs stellt das gelegentliche Fehlen eines DMS Signals an einem der Meßpunkte dar. Vor allem ein Defekt des untersten DMS (= höchster Abszissenwert)

kann ein Maximum an der Spitze unterschlagen, da die Kurve nicht extrapoliert wird. Aber auch ein Defekt in anderen Schaftbereichen kann ein vorkommendes Maximum abschwächen.

Die Lage des Maximums stellt in der Regel kein Kriterium zur Beurteilung der Prothesengüte dar, da die Materialstärke, begrenzt durch den zur Verfügung stehenden Raum, in der Regel voll ausgeschöpft ist, und die Beseitigung einer Spannungsspitze daher an jeder Stelle schwierig ist.

Die einzelnen Prothesenmodelle werden nun in der Reihenfolge der Liste 7.1. abgehandelt.

Zuvor ein kurzer Einschub zur Bezeichnung der einzelnen Prothesen: Die Hersteller verwenden folgende Abkürzungen, die ich übernommen habe:

crv = curved, stark gebogener Prothesenschaft

straighth = weniger stark gebogener Prothesenschaft

std = Standard

Gruppe der Prothesen mit kurzem Schaft

8. Protek Original Müller, Hals kurz

(Tabelle 10.1.)

Bei dieser Prothese wurde auch die Eingußhöhe H 4 verwirklicht. Man sieht hier deutlich, daß zwar ein geringer quantitativer Unterschied in den erreichten Spannungen resultiert, aufgrund des bei H 4 abgestützten Kragens zu erwartend, daß die Kurvenscharen aber ähnlich sind, in dem Sinne, daß sie durch Verändern der Last kongruent werden.

9. Protek Original Müller, Hals mittel

(Tabelle 10.2.)

Auch hier beachte man in erster Linie den Einfluß

der Gußhöhe H 4, eine Änderung von Lage und Spannungsverhältnis der Maxima gegenüber H 3 ist nicht feststellbar.

10. Protek Original Müller, Hals lang

(Tabelle 10.3.)

Die Spannungsänderung in Abhängigkeit vom Stellungswinkel ist relativ klein, einmal abgesehen von der etwas aus dem Rahmen fallenden Stellung Valgus 10° , gleichzeitig ist der Spannungsverlauf über den Prothesenschaft ziemlich konstant, vor allem bei H 3. Die in allen Höhen größeren Spannungswerte gegenüber 8 und 9 sind vermutlich nur eine Folge der konstanten Last von 1000 N, die eigentlich für längere Hebelarme reduziert werden müßte.

11. Howmedica CAD Müller Schaft 'std crv, Hals lang

(Tabelle 10.4.)

Im fest eingebetteten Zustand H 3 zeigt sich eine nur geringe Abhängigkeit der Spannung von der Stellung und ein sehr gleichmäßiger Spannungsverlauf im Schaft. Dem steht eine große Stellungswinkelempfindlichkeit in den Höhen H 2 und H 3 gegenüber. Die in vivo erreichten Spannungen sind wahrscheinlich viel höher, die Prothese hat einen relativ kurzen Hebelarm, induziert also große Muskelkräfte, was lasterhöhend wirkt, deshalb kann diese Winkelempfindlichkeit nicht bagatellisiert werden.

12. Howmedica CAD Müller, Schaft std crv, Hals mittel

(Tabelle 10.5.)

Hier fällt vor allem die verschwindend geringe Abhängigkeit der Normal- und Valgusposition von der Ein-

Last= 1000 N

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	157	256	380
H 2	114	172	229
H 3	49	59	71
H 4	48	56	65

Tabelle 10.1. Prothese 8

Protek Original Müller, Hals kurz

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	159	280	390
H 2	110	172	223
H 3	47	59	69
H 4	45	55	65

Tabelle 10.2. Prothese 9

Protek Original Müller, Hals mittel

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	205	234	334
H 2	168	240	297
H 3	67	80	98

Tabelle 10.3. Prothese 10

Protek Original Müller, Hals lang

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	32	61	100
H 2	36	58	81
H 3	20	25	33

Tabelle 10.4. Prothese 11

Howmedica CAD Müller, Schaft std crv,
Hals lang

Last = 1000 N

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	27	57	85
H 2	27	45	60
H 3	20	28	35

Tabelle 10.5. Prothese 12

Howmedica CAD Müller, Schaft std crv,
Hals mittel

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	20	47	78
H 2	18	36	54
H 3	12	18	26

Tabelle 10.6. Prothese 13

Howmedica CAD Müller, Schaft std
straight, Hals lang

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	17	42	77
H 2	17	35	50
H 3	13	18	23

Tabelle 10.7. Prothese 14

Howmedica CAD Müller, Schaft std
straight, Hals mittel

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	120	265	282
H 2	65	116	142
H 3	39	48	62

Tabelle 10.8. Prothese 17

Zimmer USA Müller, Schaft std,
Hals mittel

gußhöhe auf. Das Verhältnis der Maximalspannungen vergrößert sich nämlich nur um etwa 20 - 30 %.

13. Howmedica CAD Müller, Schaft std straight, Hals lang

(Tabelle 10.6.)

Wie bei den beiden vorigen Modellen starke Stellungswinkelabhängigkeit, insbesondere bei Höhe 1, weniger H 3. Relativ gleichmäßiger Spannungsverlauf bei H 3.

14. Howmedica CAD Müller, Schaft std straight, Hals mittel

(Tabelle 10.7.)

Starke Stellungswinkelabhängigkeit, insbesondere H 1, gleichmäßiger Spannungsverlauf bei H 3. Bei den Modellen 11 - 14 ist allgemein die angenommene Last zu klein, da der Hebelarm sehr kurz ist, insbesondere bei 13 und 14.

17. Zimmer USA Müller, Schaft std, Hals mittel

(Tabelle 10.8.)

Hier zeigt sich die Wichtigkeit der Valgusstellung der Prothese besonders deutlich. In den Höhen H 2 und H 3 erfolgt eine Reduktion der Maximalspannung auf weniger als die Hälfte gegenüber Normal und Varus.

18. Zimmer USA T 28

(Tabelle 10.9.)

Die Abhängigkeit von der Eingußhöhe ist äußerst gering, so daß diese Prothese wohl auch bei Lockerung recht bruchresistent bleibt.

Die Prothesen 21 - 23 der Firma Protek bestehen im Gegensatz zu den Modellen 8 - 10 nicht aus rostfreiem Stahl, sondern aus der Legierung Protasul 10.

21. Protek Müller, Schaft std curved, Hals mittel
(Tabelle 10.10.)

Geringe Stellungswinkelabhängigkeit bei voller Einbettung (H 3), sehr gleichmäßiges Spannungsprofil in allen Einbetthöhen.

22. Protek Müller, Schaft std curved, Hals lang
(Tabelle 10.11.)

Die Beurteilung der Kurven H 2 und H 3 ist schwierig, da die DMS 4 und 6 kein Signal geben. Insbesondere bei H 2 könnte dadurch ein Maximum verschleiert werden, man beachte das Auftreten eines Maximums gerade an der Stelle von DMS 4 bei den anderen Prothesen. Die Diagramme enthalten jedoch noch genug Information, um die Feststellung treffen zu können, daß das Spannungsprofil sehr ausgeglichen ist.

23. Protek Müller, Schaft kurz, gerade, Hals kurz
(Tabelle 10.12.)

Auch bei dieser Prothese ist leider der sechste DMS ausgefallen, jedoch scheint dies trotz dessen Randlage ohne Einfluß auf das Gesamtergebnis, da der Ausfall erst bei H 2 und H 3 eintrat, wo die Maxima erfahrungsgemäß nicht am Bereichsrand liegen.

Last = 1000 N

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	190	340	371
H 2	180	256	320
H 3	131	162	190

Tabelle 10.9. Prothese 18
Zimmer USA T 28

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	118	208	287
H 2	91	133	172
H 3	53	65	78

Tabelle 10.10. Prothese 21
Protek Müller, Schaft std curved,
Hals mittel

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	148	240	328
H 2	110	154	200
H 3	63	79	96

Tabelle 10.11. Prothese 22
Protek Müller, Schaft std curved,
Hals lang

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	184	365	575
H 2	131	202	274
H 3	79	96	114

Tabelle 10.12. Prothese 23
Protek Müller, Schaft kurz gerade,
Hals kurz

Gruppe der Prothesen mit mittlerem Schaft

1. Osteo Daubenspeck, Schaft 15 cm

(Tabelle 10.13.)

Auch hier ist das Verhältnis der Maximalspannungen bei voller Einbettung wesentlich geringer als bei den Höhen H 2 und H 3.

5. Interplanta Lubinus, Hals lang

(Tabelle 10.14.)

Wie es offenbar für alle Prothesen mit relativ langem Hals zutrifft, ist auch hier eine große Stellungsempfindlichkeit gegeben.

7. Interplanta Lubinus, Hals kurz

(Tabelle 10.15.)

Hier ist die Höhe H 3 nicht auswertbar, offenbar wurden falsche Daten eingegeben. Dies läßt insbesondere die Gleichheit der Maxima in 46 und 47 vermuten. Wie auch bei Prothese 5, ist die Stellungsabhängigkeit bei H 1 enorm.

15. Thackray Charnley

(Tabelle 10.16.)

Die Charnley Prothesen weichen in ihrer Bauform von den üblichen Konstruktionen erheblich ab. Sie haben einen relativ langen Hebelarm, so daß die angenommene Last von 1000 N wohl zu groß gewählt ist. Gemäß dem langen Hebelarm sind die Änderungen bei den Stellungswechseln nicht extrem groß. Interessant ist, daß mir von dieser Prothese ein Photo eines wegen Verbiegung ausgewechselten Exemplares vorlag. Die Verbiegungsstelle lag etwa 4 cm unterhalb des medialen Prothesenkragenbeginns. Das ermittelte Ma-

Last = 1000 N

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	184	360	435
H 2	96	153	192
H 3	58	69	80

Tabelle 10.13. Prothese 1

Osteo Daubenspeck, Schaft 15 cm

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	52	150	197
H 2	50	97	160
H 3	42	59	80

Tabelle 10.14. Prothese 5

Interplanta Lubinus, Hals lang

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	30	62	158
H 2	31	68	114
H 3	31	72	107

Tabelle 10.15. Prothese 7

Interplanta Lubinus, Hals kurz

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	111	180	262
H 2	108	136	182
H 3	65	79	90

Tabelle 10.16. Prothese 15

Thackrey Charnley

ximum bei Höhe H 3 liegt für alle Stellungen ziemlich genau 3,8 cm unterhalb des definierten Nullpunktes, so daß hier die Versuche durch die Praxis bestätigt werden.

16. Zimmer Charnley

(Tabelle 10.17.)

Auch hier ist bei H 3 eine ganz geringe Stellungsabhängigkeit gegeben. In diesem Diagramm fällt außerdem auf, daß die Stelle größter Spannung ungewöhnlich weit unterhalb der Gießharzoberfläche liegt, nämlich 1,5 cm, dies wohlgemerkt bei allen Stellungen einschließlich der wohl etwas exotischen Stellung Valgus 10° . In der Prothesengeometrie ist dies die Stelle des Übergangs des gebogenen Schaftes in den geraden Schaft. Möglicherweise liegt hier eine kritische Stelle der Konstruktion.

19. Francobal Christiansen

(Tabelle 10.18.)

Dies ist eine Spezialform der Endoprothesen, nämlich eine sog. "Rotationstotalendoprothese". Dabei wird zwischen Schaft und Kopf ein Zwischenstück aus Polyäthylen gesetzt. Dies ermöglicht Bewegungen zwischen Schaft und Zwischenstück einerseits und Zwischenstück und Kopf andererseits. Dies soll die Bewegungen zwischen Pfanne und Prothesenkopf einschränken und zu geringeren Pfannenauslockerungsmomenten beitragen. Ihre sehr guten Ergebnisse bei der Spannungsmessung, bei H 3, verdankt sie jedoch ihrem extrem kurzen Hebelarm, dessentwegen eigentlich eine größere Last aufgebracht werden müßte.

Last = 1000 N

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	153	274	388
H 2	149	189	242
H 3	79	93	110

Tabelle 10.17. Prothese 16
Zimmer Charnley

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	34	91	187
H 2	36	75	120
H 3	27	37	51

Tabelle 10.18. Prothese 18
Francobal Christiansen

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	139	226	321
H 2	82	121	163
H 3	38	44	55

Tabelle 10.19. Prothese 20
Aesculap Weller Kurzschaft

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	96	159	247
H 2	100	151	202
H 3	62	79	95

Tabelle 10.20. Prothese 2
Link St. Georg Schaft IB

20. Aesculap Weller Kurzschaft

(Tabelle 10.19.)

Diese Prothese wird vom Hersteller als Prothese mit mittlerer Schaftlänge bezeichnet und wurde deshalb hier auch in diese Gruppe eingereiht. Aufgrund ihrer Schaftlänge, gemessen ab dem definierten Nullpunkt, wurde jedoch die DMS Anordnung gemäß der Einteilung bei Kurzschaftprothesen gewählt. Hervorzuheben ist bei dieser Prothese die gleichmäßige Spannungsverteilung bei H 3, die Spannung steigt nicht so abrupt zum Maximum an und fällt nur langsam wieder ab. Dies ist eine Eigenschaft, die außer den Typen 11 - 14 nur bei den Langschaftprothesen zu finden ist. Das Fehlen eines stark ausgeprägten Spannungsmaximums gilt auch für die anderen Höhen.

Gruppe der Prothesen mit langem Schaft

Hierbei muß zuvor bemerkt werden, daß die Eingußhöhen nicht dieselben sind wie bei den anderen Prothesengruppen. Vielmehr wurde der Abstand Nullpunkt-Epoxydharzoberfläche proportional zur Schaftlänge erhöht. Außerdem beachte man, daß nun der Maßstab auf der Abszisse ein anderer ist als bisher. Dies ist besonders für die Beurteilung der Differentialquotienten nach dx wichtig.

2. Link St. Georg Schaft IB

(Tabelle 10.20.)

Leider ist hier der DMS in der sechsten Position ausgefallen. Hier scheint die starke Spannungsvergrößerung beim Übergang H 3 nach H 2 bemerkenswert, während sie bei H 1 im Vergleich zu H 2 auch unter Berücksichtigung des fehlenden DMS Signals nicht mehr

in diesem Maße ansteigt. Dies mag eine Folge der geringen Schaftquerschnittabnahme sein. Ob dies wirklich Vorteile im Bezug auf den ausgelockerten Zustand bringt, muß wegen des abrupten Überganges H 3 nach H 2 bezweifelt werden.

3. Link St. Georg Schaft IC

(Tabelle 10.21.)

Diese Prothese unterscheidet sich von der vorigen durch den vor allem in der a. p. Ansicht schlankeren Schaft. Dies führt vor allem bei den Eingußhöhen H 1 und H 3 zu gewaltigen Spannungssteigerungen, bei sonst gleicher Charakteristik.

4. Interplanta Lubinus, Schaft lang, Hals lang

(Tabelle 10.22.)

Einem sehr gutartigen Spannungsverhalten gegenüber Stellungsänderungen bei der Höhe H 3 steht der gewaltige Differentialquotient $\frac{\partial \sigma}{\partial y}$ bei H 1 gegenüber.

6. Interplanta Lubinus, Schaft lang, Hals kurz

(Tabelle 10.23.)

In dieser Prothese sind im Gegensatz zum vorigen Modell die Spannungen absolut genommen kleiner, was wohl auf die ca. 2 cm kleinere Halslänge zurückzuführen ist. Gleichzeitig ist die Spannungsverteilung im Fall H 3 wesentlich gleichmäßiger.

24. Protek Müller, Schaft lang, Hals mittel

(Tabelle 10.24.)

Im Gegensatz zu allen anderen Prothesen ist hier der Einfluß verschiedener Einbetthöhen sehr gering, gleichzeitig sind die herrschenden Kräfte weit unter

Last = 1000 N

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	158	291	450
H 2	157	236	316
H 3	86	107	126

Tabelle 10.21. Prothese 3

Link St. Georg Schaft IC

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	69	163	273
H 2	68	117	202
H 3	47	58	73

Tabelle 10.22. Prothese 4

Interplanta Lubinus, Schaft lang,
Hals lang

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	30	69	164
H 2	25	59	102
H 3	24	36	51

Tabelle 10.23. Prothese 6

Interplanta Lubinus, Schaft lang,
Hals kurz

$\sigma_{\max}$ (MPa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	59	112	119
H 2	56	90	130
H 3	47	58	71

Tabelle 10.24 Prothese 24

Protek Müller, Schaft lang, Hals
mittel

Last = 1000 N

$\sigma_{\max}$ (Mpa)	Valgus	Norm	Varus
H 1	64	128	244
H 2	59	109	157
H 3	42	53	68

Tabelle 10.25. Prothese 25

Weller Langschaft 17 cm

der Materialfestigkeitsgrenze. Auch hier hat wohl der kurze Hals entscheidenden Einfluß.

25. Weller Langschaft 17 cm

(Tabelle 10.25.)

Ähnlich wie bei der bereits abgehandelten Kurzschaftprothese des gleichen Typs liegt auch hier bei H 3 eine sehr gleichmäßige Spannungsverteilung mit, im Verhältnis zur Halslänge gesehen, kleinen Zugkraftwerten.

Sehr interessant wäre bei den einzelnen Modellen ein Vergleich zwischen der Lage der Spannungsmaxima bei den einzelnen Eingußhöhen und der Lage der Bruch- oder Biegungsstelle der Prothese gewesen. So ein Vergleich gelang mir nur im Falle der Prothese Nr. 16. Es war eine Übereinstimmung bis auf wenige Millimeter mit der Position Normal, Eingußhöhe H 3, festzustellen.

Abschließend möchte ich noch daraufhinweisen, daß ein großes $|2\alpha/2\varphi|$, also eine große Änderung der Kräfte mit der Stellung, keinesfalls einen schwerwiegenden Nachteil einer Prothesenkonstruktion darstellt. Es ist technisch immer möglich, die Prothese in der günstigsten, also Valgus-, Position zu implantieren. Diese Position ändert sich auch bei einer eventuellen Auslockerung nicht, so daß man den Einfluß von φ immer eliminieren kann.

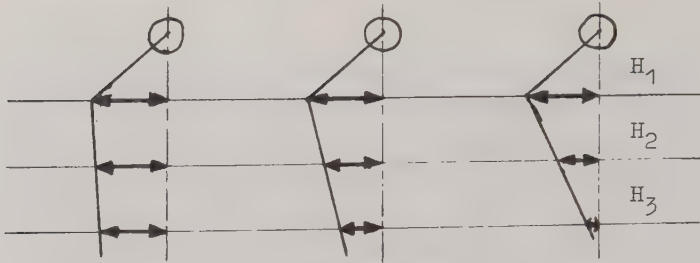
10.4. Allgemeiner Teil des Prothesenvergleichs

10.4.1. Höhen

Man muß bedenken, daß die Eingußhöhen H 1 bis H 3 keine festen Zahlenwerte sind, sondern in Abhängigkeit von der Prothesenschaftlänge gewählt wurden.

Bei H 3 hat dies, wie schon diskutiert, keinen Einfluß. Will man jedoch die partielle Auslockerung bis zu einer bestimmten Stelle im Knochen vergleichen und setzt dazu die Höhen H 2 oder H 3 bei Kurz und Langschaft in Relation, so begeht man einen Fehler, da bei der Langschaftprothese ein größerer Teil des Schaftes über die Gießharzoberfläche herausragt. Zur konkreten Vergleichsdurchführung muß man sich die Kurven für H 1 bei der gewünschten Auslockerungstiefe abgeschnitten denken.

Schematisch: $\longleftrightarrow$ = Grösse des Biegemoments M



Varus

Norm

Valgus

In Formeln:

Spannung $\sigma = \frac{\text{Biegemoment } M_i}{2 \times \text{Flächenträgheitsmoment } I_i}$ in der Höhe H_i

	Varus	Norm	Valgus
H_1	$\sigma = \frac{M_{1, \text{Varus}}}{2 \times I_1}$	$\sigma = \frac{M_{1, \text{Norm}}}{2 \times I_1}$	$\sigma = \frac{M_{1, \text{Valgus}}}{2 \times I_1}$
H_2	$\sigma = \frac{M_{2, \text{Varus}}}{2 \times I_2}$	$\sigma = \frac{M_{2, \text{Norm}}}{2 \times I_2}$	$\sigma = \frac{M_{2, \text{Valgus}}}{2 \times I_2}$
H_3	$\sigma = \frac{M_{3, \text{Varus}}}{2 \times I_3}$	$\sigma = \frac{M_{3, \text{Norm}}}{2 \times I_3}$	$\sigma = \frac{M_{3, \text{Valgus}}}{2 \times I_3}$
Zähler	Vergrößerung von H_1 bis zu H_3 ist:		
	kleiner als bei Valgus	kleiner als bei Valgus	größer als bei Norm
	kleiner als bei Norm	größer als bei Varus	größer als bei Varus
Nenner	Von H_1 bis zu H_3 starke Vergrößerung, bei allen Stellungen im gleichen Maß, nämlich von $2 \times I_1$ auf $2 \times I_3$		
Bruch	Vergrößerung von H_1 bis H_3	Vergrößerung geringer als bei Varus	Vergrößerung viel geringer als bei Varus und Norm, fast konstant

Abb. 10.2. Einfluß der Stellung auf $\partial\sigma/\partial h$

10.4.2. Einfluß der Stellung φ auf $\partial\sigma/\partial h$

Siehe Skizze in Abb. 10.2. Die Valgusposition führt zu dem geringsten Einfluß der Gußhöhe auf die Biegemomente und damit die Zugspannungen, ein weiterer Vorteil dieser Stellung.

Begründung: Die Spannung kann errechnet werden aus dem Biegemoment dividiert durch 2 mal das Flächenträgheitsmoment. Das Flächenträgheitsmoment nimmt mit steigender Querschnittsfläche zu. Dieser Flächenträgheitsmoment ist für alle Prothesen in der Höhe H 3 größer als für H 2 und größer als für H 1. Der Nenner der obigen Formel ist stellungsunabhängig, und nimmt von H 3 nach H 1 ab. Der Zähler ist für die Position Varus weniger starken Änderungen unterworfen als in Valgus, dort nimmt er etwa in demselben Maße ab wie der Zähler. Daraus folgt die obige Tatsache.

10.4.3. Einfluß der Schaftlänge auf $\partial\sigma/\partial \varphi$

Bei sonst gleichen Prothesenmaßen gilt:

$$|\partial\sigma/\partial\varphi| \text{ Langschaft} > |\partial\sigma/\partial\varphi| \text{ Kurzschaft}$$

Siehe Abb. 10.3. Bei Änderung der Stellung um den Winkel α ergibt sich bei der Langschaftprothese, wegen des größeren Abstandes $b > a$, eine größere Bogenänderung, damit eine größere Erhöhung des Abstandes von der Kraftwirkungslinie, damit der Biegemomente und -spannungen.

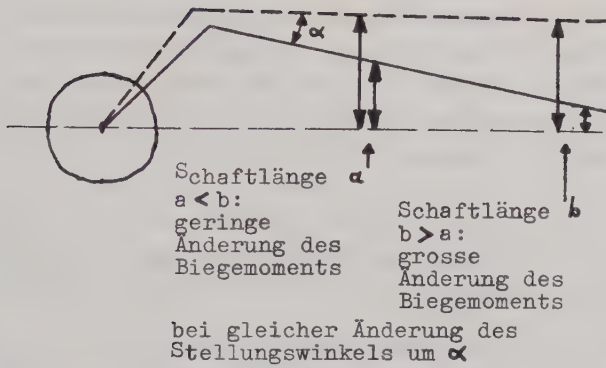


Abb. 10.3. Einfluß der Schaftlänge auf $\partial \sigma / \partial \varphi$

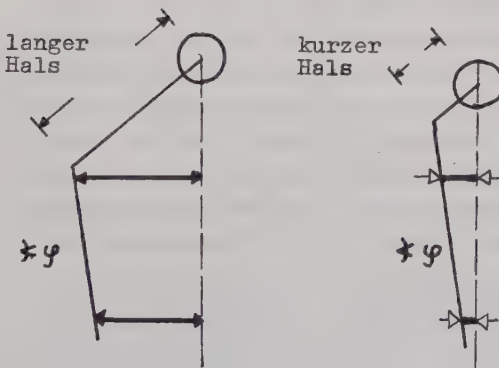


Abb. 10.4. Einfluß der Halslänge

Veranschaulichung: Langer Hals $\Rightarrow$ geringe Abhängigkeit $\partial \sigma / \partial \varphi$

$\Rightarrow$ gleichmäßige Verteilung der Biegemomente

Wichtig! Man darf hier nicht gleiche Abstände a , b Nullpunkt - Meßpunkt zum Vergleich heranziehen, sondern muß proportional zur Schaftlänge strecken, wegen der Randbedingungen Kraft in der Spitze = 0, Kraft im Nullpunkt = volle Last.

10.4.4. Einfluß der Halslänge auf σ , Abb. 10.4.

Eine große Halslänge bedingt durch die Neigung des Halses auch einen großen Hebelarm für die Abduktoren, verkleinert also die Hüftkopflast. Dies ist in den Spannungskurven nicht berücksichtigt und muß jedesmal neu bedacht werden.

Die große Halslänge bedingt aber auch, bei sonst gleicher Prothesenkonstruktion, größere Biegemomente und Spannungen. Welches Resultat diese beiden gegensätzlichen Tendenzen bringen, kann hier nicht gesagt werden, jedoch liegt die Vermutung nahe, daß sie sich in etwa aufheben, und die Halslänge somit überhaupt keinen Einfluß auf die Spannungsgröße hat.

Ob die Kräfte bei langem Hals gleichmäßiger verteilt sind, als bei kurzem Hals, kann nicht allgemein gesagt werden, da hier der Schaftquerschnitt entscheidenden Einfluß hat. Diese Frage gehört daher in den speziellen Teil.

10.4.5. Einfluß der Schaftbiegung

Auf dem Markt sind Modelle mit "geradem" Schaft, mit relativ geringer Krümmung, und mit "gebogenem"

Schaft, dessen Krümmung stärker ausgeprägt ist, bei sonst gleichen Abmessungen der Prothese (z.B. 11 - 13, 12 - 14). Dies hat eine steilere oder stärker geneigte Halsstellung zur Folge. Ein steiler Hals entspricht dem Fall des kurzen Halses in 10.4.4., da eine Reduktion des Hebelarmes die Folge ist. Umgekehrt hat ein stärker geneigter Hals denselben Einfluß wie der lange Hals. Die Ergebnisse sind analog und brauchen hier nicht wiederholt zu werden.

10.4.6. Weitere Wirkung der Schaftlänge

Von den Langschaftprothesen erwartet man sich gegenüber den normalen Prothesen eine Erniedrigung der Spannungen. Dies ist jedoch nicht immer der Fall, die Spannungen sind im Normalfall sogar geringfügig größer als bei einer Kurzschaftprothese, was wohl mit der nicht so raschen Kraftflußübertragung (Abb. 10.5.) auf den Knochen zusammenhängt. Ein deutlicher Vorteil stellt sich jedoch bei Lockerungen heraus, wo die Spannungen trotz geringerer Einbettthöhen (H_1 , Langschaft = 116 mm gegenüber H_1 , Kurzschaft = 76 mm) kleiner sind, als bei der kurzen Prothese gleichen Typs.

Die allmählichere Kraftübertragung von der Prothese auf den Knochen kann sogar ein Vorteil sein, da man wohl annehmen muß, daß der Spannungsanteil, der von der Prothese aufgenommen wird, keine zerstörende Wirkung am Knochen entfalten kann.

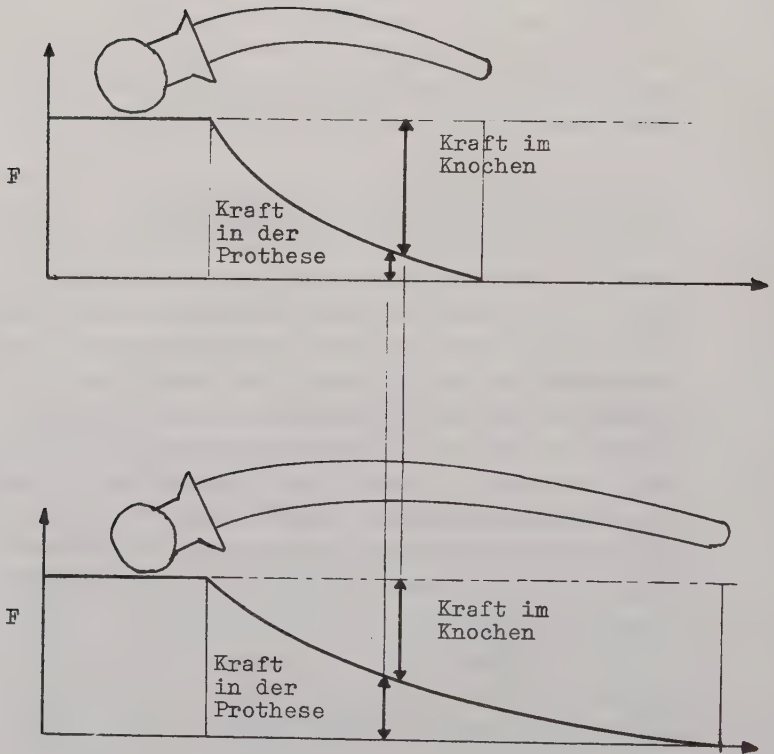


Abb. 10.5. Zum Begriff "allmählicher Kraftübergang auf den Knochen"

10.5. Spezieller Teil der Vergleiche

8-9-10. Protek Müller, rostfreier Stahl, Hals kurz, mittel, lang

Tabellen 10.1., 10.2. und 10.3. (S.100)

Die Spannungssteigerung mit zunehmender Halslänge ist nicht stark. Bedenkt man doch, daß beim langen Hals eigentlich die Hüftkraft vermindert wird, so ist hier wohl ein Indiz gegeben, daß der Einfluß der Halslänge keine drastischen Spannungsänderungen verursacht. Allerdings ist zu vermerken, daß die Spannung im Fall des langen Halses über einen längeren Abschnitt des Prothesenschaftes hoch bleibt, als in den Fällen 8 und 9.

11. Howmedica CAD, Hals lang, Schaft curved

13. Howmedica CAD, Hals lang, Schaft straight

Tabellen 10.4. (S.100) und 10.6. (S.101)

Erwartungsgemäß liegen die Spannungen bei gekrümmtem Schaft höher als beim geraden. Vermutlich wird auch hier der Vorteil durch die höhere Hüftkraft aufgezehrt.

12. Howmedica CAD, Hals kurz, Schaft curved

14. Howmedica CAD, Hals kurz, Schaft straight

Tabellen 10.5. und 10.7. (S.101)

Ergebnis identisch mit Vergleich 11 - 13

11. Howmedica CAD, Hals lang, Schaft curved

12. Howmedica CAD, Hals kurz, Schaft curved

Tabellen 10.4. (S.100) und 10.5. (S.101)

und

13-14., Hals kurz und lang

Tabellen 10.6. und 10.7. (S.101)

Der kurze Hals verursacht geringere Spannungen, auch hier ist aber der Einfluß der in vivo veränderten Hüftkraft zu beachten.

Zusammenfassend kann bei den letzten vier Vergleichen wohl gesagt werden, daß unter Beachtung aller Einflüsse die Halsstellungs- und längenänderungen keine Spannungsänderungen hervorrufen, so daß der Operateur ohne Rücksicht auf biomechanische Veränderungen das anatomisch geeignetste Modell wählen kann.

17. Zimmer USA Müller Hals 3.4 cm

21. Protek Müller Hals lang 3.4 cm

Tabellen 10.8. (S.101) und 10.10. (S.104)

Im Rahmen der Meßgenauigkeit können beide Modelle als gleichwertig angesehen werden. Dies gilt sowohl für die erreichten Spannungswerte, als auch für die Lage der Maxima.

21. Protek Müller, Hals mittel 3.4 cm

22. Protek Müller, Hals lang 4.0 cm

Tabellen 10.10. und 10.11. (S.104)

Auch hier stelle ich die Behauptung auf, daß die veränderte Halslänge ohne Einfluß bleibt.

5. Interplanta Lubinus, Hals lang 60 mm

7. Interplanta Lubinus, Hals kurz 46 mm

Tabellen 10.14. und 10.15. (S.106)

Entsprechend dem langen Hals sind hier bei der Prothese mit langem Hals etwas höhere Spannungen zu beobachten. Achtung! Bei Nr. 7 ist zur Höhe H 3 kein Datensatz vorhanden, die eingezeichneten Kurven sind falsch, hier hat sich ein Datenfehler eingeschlichen.

4. IP Lubinus, Schaft lang 170 mm, Hals 60 mm

5. IP Lubinus, Schaft 130 mm, Hals 60 mm

Tabellen 10.22. (S.111) und 10.14. (S.106)

Hier wird eine Kurzschaft- mit einer Langschaftprothese verglichen. In der Stellung H 3 ist die Kurzschaftprothese nur geringfügig schlechter als die verlängerte. Im Falle H 2 und H 1 kehrt sich dieses Verhältnis eher um. Als gleichwertig sind hier die Prothesen nur bei Einbau in strenger Valgusposition zu betrachten. Wie schon im allgemeinen Teil erwähnt, braucht eine Langschaftprothese nicht immer besser zu sein, als eine kurze. Dieses doch etwas überraschende Ergebnis bestätigt sich hier erneut. Allerdings darf hier bei der Beurteilung in den Höhen H 1 und H 2 nicht außer acht gelassen werden, daß diese für beide Typen unterschiedliche Werte haben.

7. IP Lubinus, Schaft 13 cm, Hals 46 mm

6. IP Lubinus, Schaft 17 cm, Hals 46 mm

Tabellen 10.15. (S.106) und 10.23. (S.111)

Leider fehlt hier wieder H 3 bei 7. Aus dem Abschneiden der Kurven in der Einbetthöhe H 3 im Diagramm H 2 erkennt man jedoch Gleichwertigkeit des Spannungsverlaufs von Kurz- und Langschafttyp. Auch in den Diagrammen für H 1 und H 2 ist in etwa Gleichwertigkeit gegeben, was einem Vorteil der langen Prothese in der Praxis (wegen $H_{2_{kurz}} < H_{2_{lang}}$) entspricht. Die gleichmäßige Spannungsverteilung der voll eingebetteten Nr. 6 läßt die Begründung für die Tatsache hoher Spannungen, nämlich die "langsamere" Kraftüberleitung (Abb. 10.5.), bei der genau dieses Profil zu erwarten wäre, plausibel erscheinen.

15. Thackray Charnley

16. Zimmer Charnley

Tabellen 10.16. (S.106) und 10.17. (S.108)

Bei sonst gleichen Abmessungen und auch gleichen Werkstoffen, weist die Nr. 16 einen in a.p. Ansicht etwas geringeren Schaftquerschnitt auf. Daher die etwas geringeren Spannungen. Die Ähnlichkeit der Kraftprofile ist derart unverkennbar, daß man bereits bei flüchtiger Betrachtung auf dieselben Konstruktion schließen kann. Insbesondere fällt die Existenz der 1.5 cm unter der Gießharzoberfläche liegenden, ausgeprägten Spannungsspitze bei beiden Typen auf.

20. Aesculap Weller Kurzschaft

25. Aesculap Weller Langschaft

Tabellen 10.19. (S.108) und 10.25. (S.112)

Auch hier ist kein ausgeprägter Vorteil der Langschaft gegenüber der Kurzschaftprothese bei H 3 zu protokollieren. Bei H 1 und H 2 dagegen ergibt sich eine deutlich erkennbare Überlegenheit des langen Schaftes. Dies war bei den bisherigen Vergleichen mit verschiedener Schaftlänge nicht so eindeutig zu erkennen. Diese Vorteile bei H 1 und H 2 kommen wohl offenbar nur bei auch sonst optimaler Konstruktion zum Tragen.

2. Link St. Georg Schaft IB (großer Querschnitt)

3. Link St. Georg Schaft IC (geringerer Querschnitt)

Tabellen 10.20. (S.108) und 10.21. (S.111)

Entsprechend dem geringeren Schaftquerschnitt bei 3 liegen die Spannungen wesentlich höher. Da das Ausmaß der Verringerung des Schaftquerschnittes nicht bestimmt werden konnte, kann keine Aussage

gemacht werden, wie stark der Einfluß der Verringerung um einen gewissen Betrag ist. Dies ist allerdings ein Problem, das ohne jede Versuche rein theoretisch gelöst werden kann.

4. IP Lubinus, Schaft lang 170 mm, Hals lang 60 mm

6. IP Lubinus, Schaft lang 170 mm, Hals kurz 46 mm

Tabellen 10.22. (S.111) und 10.23. (S.111)

Die Prothese Nr. 6 schneidet wegen des längeren Halses etwas schlechter ab, jedoch wird dies meiner Meinung nach durch die geringere Hüftkraft wieder ausgeglichen.

10.6. Auswertung der Knocheneinbettungen

Aesculap Weller kurz im Femur

Tabelle 10.26. (S. 124)

Es zeigt sich, daß das Maximum in derselben Größenordnung liegt wie das Maximum der Höhe 3, was eine Bestätigung der theoretischen Vorüberlegungen darstellt. Kleinere Abweichungen waren zu erwarten, da hier als zusätzliche Veränderliche die unterschiedlichen Abmessungen der Femora hereinspielen (78). Das Spannungsmaximum ist allerdings deutlich zu größeren Abszissenwerten verschoben als bei der Einbettung in Epoxydharz. Dies ist jedoch kein Widerspruch zur Theorie. Wegen der ungleichen E-Moduln des Gießharzes und des Knochens (21, 33, 81) entsteht eine veränderte Kraftüberleitungssituation aus der Prothese in das umgebende Material. Die Spannungen in der Prothese sind nur noch bis zu einem Punkt ca. 2 - 3 cm unterhalb der Gießharzoberfläche als reali-

Last = 1000 N

σ (MPa)		Valgus	Norm	Varus
Prothese 20		58.0	66.0	86.0
Femur, Umfang in Hö- he der Prothe- sen- spitze	medial	0.2	3.6	7.0
	dorsal	3.3	4.8	5.5
	lateral	1.3	- 1.0	- 4.0
	ventral	0.2	- 2.6	- 4.2
Femur längs	medial	6.0	-6.2	-14.0
	lateral	3.6	8.0	16.0

Tabelle 10.26. Einbettung der Prothese 20, Aesculap Weller Kurzschaft im Femur. Spannungen in der Prothese und im Knochen

σ (MPa)		Valgus	Norm	Varus
Prothese 25		49.0	66.0	106.0
Femur, Umfang in Hö- he der Prothe- sen- spitze	medial	- 5.5	0.4	6.2
	dorsal	- 3.0	- 0.7	2.2
	lateral	5.8	1.2	- 2.6
	ventral	5.3	2.8	- 0.8
Femur längs	medial	16.0	- 2.0	-21.0
	lateral	4.0	8.2	17.0

Tabelle 10.27. Einbettung der Prothese 25, Aesculap Weller Langschaft im Femur. Spannungen in der Prothese und im Knochen

σ (MPa)		Valgus	Norm	Varus
Femur, Umfang in Höhe wie bei Tab.10.26. und 10.27.	medial	0.6	2.8	4.1
	dorsal	0.6	- 0.2	- 0.7
	lateral	0.2	- 1.9	3.7
	ventral	- 2.0	- 7.4	-14.4
Femur längs	lateral	5.8	8.0	11.5

Tabelle 10.28. Messung der Spannungen in einem Femur

stisch anzusehen, wie dies schon beschrieben wurde. In diesem Bereich sind die Spannungen der beiden Einbettungsarten nahezu identisch.

Aesculap Weller lang im Femur

Tabelle 10.27. (S. 124)

Das Spannungsmaximum stimmt auch hier mit dem Maximum der Knocheneinbettung überein, allerdings ist es auch hier deutlich zu größeren Abszissenwerten verschoben.

Zusammenfassend muß für die beiden vorangegangenen Fälle und die folgenden Fälle gesagt werden, daß zwar die Einbettung in den Knochen hier absolut realistisch war, jedoch auch hier nicht der an sich richtige Kraftangriff einerseits am Trochanter major, andererseits im Kniegelenkmittelpunkt bei einer Hüftkrafttrichtung von 16° simuliert werden konnte. Vielmehr wurden die Prothesen auch hier senkrecht von oben belastet. Aus diesem Grunde halte ich die Ergebnisse der Serienversuche für richtiger und aussagekräftiger, als die Ergebnisse der Knocheneinbettungen.

Bei den Messungen am Femur wurde folgende DMS Anordnung gewählt: Messung der Zirkulärspannungen 2 cm unterhalb des großen Trochanters, weitere Umfangsmessung in der Höhe 2 cm oberhalb der Lage der Prothesenspitze. Fünf DMS für Längsspannungen lateral, ein DMS für Längsspannung medial an der Stelle der Prothesenspitze.

Für den oberen Umfang ergeben sich derart kleine Spannungen, um den Faktor 5 bis 10 kleiner als am unteren Umfang, daß diese gar nicht in die Diagramme eingezeichnet wurden.

Auch die übrigen auftretenden Spannungen liegen weit unter der Bruchgrenze des Knochens von etwa 150 MPa für Zugkräfte (80, 119), jedoch spielen hier auch geringe Kräfte eine bedeutende Rolle (130), da sie Umbauvorgänge im Knochen, insbesondere Osteoporosen (117), verursachen können, wenn sie wesentlich von den physiologischen Kräften im intakten Femur abweichen. Nur dieser Gesichtspunkt kann daher für die Beurteilung entscheidend sein (23, 24).

Bei der Versorgung des Femurs mit der Langschaftprothese treten keine wesentlichen Spannungserhöhungen gegenüber dem gesunden Knochen ein. Die Änderung liegt hier darin, daß im prothetisch versorgten Knochen in allen Stellungen im Bereich der Prothesenspitze Druckspannungen auftreten, die im gesunden Knochen nicht beobachtet werden. Zu den Spannungen der unteren Umfangmessung muß wohl gesagt werden, daß diese nicht so entscheidend sind und daß auch bei Zugspannungen keine Entkalkung stattfinden wird, wegen der Überlagerung von Druckspannungen durch die senkrechte Belastung.

Die Kurzschaftprothese ändert die Knochenspannungen ebenfalls kaum, jedoch ist in Varusstellung eine deutliche Steigerung und in Valgusstellung eine deutliche Minderung der Knochenoberflächenspannungen zu registrieren.

10.7. Schlußbemerkung

Die Versuchsauswertung hat keine überraschenden Ergebnisse geliefert in dem Sinne, daß man nun sagen könnte, man habe die alleinige Tatsache gefunden, die der entscheidende Grund dafür ist, daß Brüche auftreten.

Es war auch nicht möglich, Prädilektionsstellen für Brüche für die einzelnen Prothesenmodelle anzugeben, da sich bei keinem Modell extrem ausgeprägte Spannungsspitzen zeigten. Diese Spitzen hängen ja auch von der Einbettung bzw. von den Fehlerstellen in der Einbettung ab.

Es war auch nicht der Sinn der Versuche, auf Biegen oder Brechen einen Grund für die Prothesenschaftbrüche herauszufinden. Vielmehr sollte Grundlagenforschung über die Faktoren, die Einfluß auf die Spannungen nehmen, betrieben werden. Tatsächlich ist es gelungen, eine ganze Anzahl von Sätzen aufzustellen, die exakte Aussagen über diese Faktoren ermöglichen. Ich darf darauf hinweisen, daß die meisten dieser Sätze nur aufgestellt werden konnten aufgrund der Übersicht, die man sich durch die Zusammenschau vieler einzelner Prothesentypen in den verschiedensten Prüfsituationen erarbeitet hat, eine Leistung, die den Autoren, die immer nur einzelne Modelle betrachtet haben, nicht gelang.

Weiterhin sollte hier quasi eine "genormte" Methode entwickelt werden, neu erscheinende Prothesen in einer möglichst realistischen Simulation auf ihre Tauglichkeit zu untersuchen. Dazu dient auch die Menge von Spannungsdaten der einzelnen Typen, die einen Vergleich zwischen der Neukonstruktion und bewährten

Typen ermöglicht, eine nicht zu unterschätzende Qualitätskontrolle.

11. Fehleranalyse

Durch Versuche gewonnene Meßergebnisse sind stets fehlerbehaftet. Der Fehler, definiert als Differenz zwischen dem wahren Wert $\hat{y}$ und dem Meßwert y , also $\hat{y} - y$, setzt sich zusammen aus einem systematischen Fehler und einem zufälligen Fehler.

Der systematische Fehler ist definiert als $s(y) = E(y) - \hat{y}$, E = Erwartungswert. Dieser Fehler ist für die Werte einer Meßreihe konstant, hat also ein Vorzeichen und ist meist auf fehlerhafte Einstellung zurückzuführen, z.B. fehlerhafte Nullpunkteinstellung, so daß jeweils statt einer abgelesenen Kraft F eine Kraft $F + s(y)$ wirkt.

Der zweite Fehleranteil, der zufällige Fehler, ist statistisch verteilt und setzt sich additiv aus vielen kleinen Einflußgrößen zusammen. Nach dem zentralen Grenzwertsatz ist der zufällige Fehler daher normalverteilt. Als Fehlerbreite wird die Standardabweichung s oder ein Vielfaches davon, $n \times s$ definiert.

Aufgrund der Definition der Standardabweichung addieren sich die einzelnen zufälligen Fehler zf_i im Verlauf des ganzen Versuchs nach der Formel:

$$\sqrt{\sum_{i=1}^n zf_i^2}$$

Fehlereinflüsse zf_i , die nur etwa $1/5$ so groß sind

wie der maximale Fehler zf_1 , können für die Fehlerbreite also praktisch schon vernachlässigt werden, entsprechend dem Unterschied von $\sqrt{25}$ zu $\sqrt{26}$, also ca. 2 %.

Die Hauptfehlerquellen bei den Versuchen sind:

1. Richtungsabweichungen bei der Einbettung in den Normfemur
2. Das Einstellen der Kraft, die auf die Prothese wirkt
3. Die Schreibmechanik, die Schreibfedern sind nicht ganz exakt gelagert
4. Bei H 1 eine gewisse elastische Verformung der Prothese
5. Das Schwanken von Materialkonstanten des Prothesenmaterials, gemeint ist insbesondere der E-Modul.

Der elektrische Teil der Versuche, also DMS, Verstärker und Schreiber, können praktisch als fehlerfrei betrachtet werden, im Sinne obiger Definition, ebenso die anschließende Weiterverarbeitung der Daten.

In dem Dehnungs-Zeit Diagramm, das der Schreiber liefert, sind diese Fehler also alle bereits enthalten.

Der systematische Fehler kann sehr leicht dadurch ausgeglichen werden, daß man die Auswertung von einem Nullpunkt unabhängig macht. Im vorliegenden Fall wird das Hook'sche Gesetz angewendet, und die Regressionsgerade in der schon beschriebenen Weise eingestellt.

Der zufällige Fehler wurde durch die Regressionsrechnung eliminiert.

Bei dieser Rechnung ergeben sich, sozusagen als

Nebenprodukt, die Fehlergrenzen, da dabei eben diese Größe, $\sum_{i=1}^n z f_i^2$ minimiert wird.

Es zeigte sich, daß Kurven mit höherer Dehnung, die entsprechend große Schreiberausschläge verursachen, weniger fehlerbehaftet sind, als Kurven mit geringeren Ausschlägen, wenn man den relevanten Fehler betrachtet. Das liegt ganz einfach daran, daß zur Ermittlung des relativen Fehlers die konstante Standardabweichung s durch den Erwartungswert dividiert werden muß: $s / E(y)$.

Nach meinen Schätzungen, die sich vor allem auf die Größe der euklidischen Fehlernorm bei den einzelnen Regressionsgeraden stützen, muß mit einem Fehler von 5 % bei den großen Dehnungen, und mit einem Fehler von 10 % bei den kleineren Ausschlägen gerechnet werden.

12. Zusammenfassung der Ergebnisse und Folgerungen

12.1. Ergebnisse und Folgerungen für den klinischen Bereich

1. Ergebnisse der Kräfteanalyse für Einbeinstand, Kap. 6.2.

Die Belastung der implantierten Prothese hängt von zwei entscheidenden Einflüssen ab, dem Körpergewicht und der Geometrie der Prothese.

Die Richtung der Kraft auf den Hüftkopf ist gegen die Senkrechte um 16 Grad nach lateral gerichtet (Pauwels). Dennoch muß die Kraft, um die Beanspruchung des Schaftes messen zu können, senkrecht auf die Prothese wirken (Kap. 6.2.5. und 6.2.6.).

Auf die Größe der Belastung hat die Prothesengeometrie folgenden Einfluß:

Bei kurzem Prothesenhals bzw. bei einem wenig gebogenen Prothesenschaft sind die von der Muskulatur während des Einbeinstandes aufzubringenden Kräfte bedeutend höher als bei langem Hals oder gebogenem Schaft (Abb. 6.6.). (Sofern die Muskeln hierzu überhaupt noch in der Lage sind und nicht Hüftthinken auftritt).

Damit steigen gleichzeitig die Kraft auf das Implantat, sowie die Reibungs- und Auslockerungsmomente. Der Hebelarm für die Biegemomente des Schaftes sinkt jedoch. Siehe auch Punkt 8.

2. Ergebnisse der Vorversuche, Kapitel 9.

Die Spannungen im Prothesenhals setzen sich zusammen aus der Hüftkopflast, überlagert durch geringfügige Biegemomente durch die Reibung der Gleitflächen.

Die Halsspannungen sind unerheblich, wegen der um

16 Grad geneigten Hüftkopflastwirkungslinie. Brüche im Hals sind somit nicht zu befürchten (Kapitel 6.2.6.).

3. Materialkundliche Betrachtungen, Kapitel 5.

Ein Ermüdungs- oder Gewaltbruch tritt immer an der Stelle des Spannungsmaximums auf. Deshalb ist der Spannungsverlauf in der Prothese das zentrale Thema dieser Arbeit.

Spannungen unterhalb der Dauerfestigkeit beeinflussen die Lebensdauer des Implantats nicht, betragen sie nun einen Bruchteil oder liegen sie nahe bei der Dauerfestigkeit (Abb. 5.2., Kap. 5.2.) Dagegen ist ein Überschreiten der Dauerfestigkeit an einer einzigen Stelle der Prothese, und sei es noch so geringfügig, nicht mehr hinzunehmen.

Wie bei einer Kette das schwächste Kettenglied die Haltbarkeit der Kette bestimmt, so ist es hier das Spannungsmaximum.

Da der Kliniker wegen des beschränkten Einbauraumes im Femur eine möglichst geringe Materialstärke fordert, ist diejenige Prothese die geeignetste, deren Spannungsverlauf möglichst gleichmäßig ist, ohne ausgeprägte Spannungsspitzen, da in Bereichen, wo die Spannung unterhalb dieser Spitze liegt, gefahrlos eine Reduktion der Materialstärke vorgenommen werden kann.

Dies trifft z.B. zu für Langschaftprothesen (Typen St. Georg, Lubinus, Müller, Weller), aber auch für eine Kurzschaftprothese (Weller).

Eine scheinbar massive Prothesenkonstruktion läßt also keinen Schluß auf die Festigkeit zu, wichtig allein ist die ausreichende Materialstärke an der richtigen Stelle.

Im folgenden werden nun die Ergebnisse des Kapitels

10 ihren klinischen Gesichtspunkten, für die sie von Bedeutung sind, zugeordnet.

4. Einbaulage der Prothese

Um die Zugspannungen im Implantat in Grenzen zu halten, ist, wie hinlänglich bekannt, der Einbau der Prothese in Valgusposition das erste Gebot.

Dies bewirkt:

Eine Verminderung der Spannung. Dies ist durchaus nicht selbstverständlich, wie ein, inzwischen unterschiedener, Dissens verschiedener Autoren beweist (Kap. 10.2.2.).

Das Spannungsmaximum verschiebt sich in Richtung Prothesenkopf, also in Bereiche größerer Materialstärke (Kap. 10.2.6.).

Besonders bei leichter Lockerung der Prothesenbefestigung, was nie ganz auszuschließen ist, kommt die spannungsmindernde Wirkung der Valgusposition stark zum Tragen, die Varusposition begünstigt hingegen die weitere Auslockerung (Kap. 10.4.2. und 10.2.6.).

5. Lockerung oder unvollständige Einbettung, z.B. Luft oder Bluteinschlüsse im Knochenzement

In diesem Fall steigt die Spannung ganz gravierend an, und zwar, wie oben erwähnt, in Varusposition noch stärker als in Valgusstellung. Die potentielle Bruchstelle verschiebt sich zur Prothesenspitze in Bereiche geringerer Materialstärke, dadurch nochmalige Erhöhung der Bruchgefahr (Kap. 10.2.3.). Siehe auch Punkt 7, unten.

6. Kragenauflagefläche

Die Kragenauflagefläche leitet erhebliche Kräfte in den Knochen weiter und hält sie vom Prothesenstiel

fern. Schlechter Aufsitz und kleine Auflagefläche verursachen erhebliche Spannungssteigerungen. Nach Ungethüm kann dies soweit gehen, daß die Keilwirkung des Prothesenschaftes durch dessen Belastung so ansteigt, daß der Femur gesprengt wird (Kap. 10.2.4.).

Nun folgen die Ergebnisse des Prothesenvergleichs, ebenfalls zusammengefaßt nach klinischen Gesichtspunkten.

7. Lockerung bzw. fehlerhafte Einbettung wie bei Punkt 5, im Vergleich der Prothesenmodelle.

Ist eine bestimmte Prothese im fest eingebetteten Zustand besser als eine andere Prothese, so gilt dies keineswegs auch für den Zustand der Lockerung. Es gibt zahlreiche Gegenbeispiele (Kap. 10.2.3.). Gleich konstruierte Kurz- und Langschaftprothesen sind fest eingebettet in ihrer Festigkeit gleichzusetzen.

8. Halslänge bzw. Schaftkrümmung

Eine große Halslänge oder ein stark gebogener Schaft der Prothese bewirken bei sonst gleichen Bedingungen beim Einbau der Prothese dasselbe: Die Prothesen bzw. Femurachse rückt von der Mittellinie weg, der Hebelarm für die abduktorisches wirkende Hüftgelenksmuskulatur wird größer (Abb. 6.3. und 6.6.).

Dadurch sinken die Belastung der Prothese und die nötigen Muskelkräfte ab, außerdem wird die Spannungszunahme beim Übergang von Valgus zur Normal- oder Varusposition kleiner. Dies ist insbesondere zu bedenken, wenn die anatomischen Verhältnisse keinen Einbau in strenger Valgusposition zulassen (Abb. 10.4.).

Umgekehrt liegen die Verhältnisse bei kurzem Hals und geradem Schaft. Außerdem muß hier wieder berücksichtigt werden, ob die Muskulatur die abduktorisches Kräfte überhaupt noch aufbringen kann.

Da jedoch bei kurzem Hals der höheren Prothesenlast ein geringerer Abstand Wirkungslinie - Prothesenachse gegenübersteht (im Falle des langen Halses umgekehrt), der die Biegemomente verkleinert (Abb. 6.10. und 6.12., Kap. 6.2.5.), dürften sich beide Vorgänge in etwa kompensieren, so daß in jedem Fall das anatomisch geeignetste Modell ausgewählt werden kann, mit der Einschränkung bezüglich der Leistungsfähigkeit der Abduktoren.

9. Schaftlänge bei sonst gleichen Bedingungen, siehe auch Punkt 7.

Bei den untersuchten Modellen ergab sich im Falle des langen Schaftes bei sonst gleichen Abmessungen eine gleichmäßigere Spannungsverteilung, d.h. keine ausgeprägten Spannungsspitzen.

Überraschenderweise lag die maximal auftretende Spannung jedoch im Normalfall etwas über den Werten einer Kurzschaftprothese. Dies ist wohl damit zu erklären, daß für den Kraftübergang von der Prothese auf den Knochen eine größere Länge zur Verfügung steht, und die Kraft "allmählicher" auf den Knochen übergeht (Abb. 10.5., Kap. 10.4.6.).

Beim Vergleich unterschiedlicher Schaftlängen zeigt sich, daß bei der Langschaftprothese die Spannungssteigerung beim Übergang von Valgus- zu Varusposition größer ist, als bei einer Kurzschaftprothese, wenn man den zur Spitze hin gelegenen Bereich des Schaftes betrachtet.

Gerade bei der Langschaftprothese ist also der Ein-

bau in Varusposition besonders schädlich, ein weiteres Argument für die Valgusposition, siehe auch Punkt 4 (Abb. 10.3, Kap. 10.4.3.).

10. Kritische Bemerkung

Zweifellos muß dafür Sorge getragen werden, daß die Spannungen in der Prothese unterhalb der Dauerfestigkeit bleiben. Eine weitere Reduzierung der Spannungen ist zwar sinnvoll, da das Implantat dann auch bei Lockerung nicht versagt, jedoch darf man dies nicht zu weit treiben. Entweder wird dann die Materialstärke so groß, daß sich Einbauprobleme ergeben können. Oder es wäre denkbar, daß die Spannungen, die von der Prothese ferngehalten werden, vom Knochen aufgenommen werden müssen, was durchaus unerwünscht sein kann. Bei Kurzschaftprothesen geht die Spannungsreduktion gegenüber langen Prothesen sicher zu lasten der Knochenbeanspruchung. Bei Langschaftprothesen ergibt sich jedoch nach Punkt 9 eine etwas höhere Spannung als bei Kurzschaftprothesen. Dies muß so erklärt werden, daß diese Spannung vom Knochen ferngehalten werden

12.2. Ergebnisse und Schlüsse für ein genormtes Verfahren der Prothesenprüfung

Die vorliegenden Ausführungen sowie die Bruchstatistik haben gezeigt, welch große Qualitätsunterschiede zwischen den einzelnen Prothesenkonstruktionen bestehen. Um vor einem Versagen des Implantats geschützt zu sein wird daher ärztlicherseits eine Prüfung des tribologischen und mechanischen Verhaltens der Prothesen gefordert.

Jedes Prüfverfahren, das allgemeine Gültigkeit besitzen soll, muß zwei Aspekte berücksichtigen:

1. Das tribologische Verhalten des Implantats
2. Das mechanische Verhalten des Implantats

Punkt 2. zerfällt in:

- 2.1. Das metallurgische Verhalten des Werkstoffs
- 2.2. Das Verhalten der Konstruktion, ihrer speziellen Geometrie

Die Prüfung 2.2. erfolgt entweder durch Belasten der Prothese und Messung der auftretenden Kräfte oder Spannungen, oder durch rechnerische Verfahren. Bei beiden Methoden stellen sich folgende Probleme:

- 2.2.1. Definition einer allgemeingültigen Prothesenachse, in der die Prothese für die Belastung gehalten werden soll.
- 2.2.2. Festlegung der Richtung und Größe der Belastungskraft
- 2.2.3. Nur im Versuch, nicht bei rechnerischen Verfahren, die Messung der Belastung

ad 2.2.1.:

Bei den hier durchgeführten Messungen wurde ein Markraumabdruck eines Femur benutzt, in dem die Prothesen ausgerichtet wurden. Die Weiterentwicklung dieses Verfahrens führte zum "Normfemur", dessen Markraumabmessungen exakt und realistisch festgelegt sind. Eine allgemein gültige, mathematisch streng definierte Prothesenachse kann anders nicht festgelegt werden. In diesen Normfemur wurde die zu untersuchende Prothese nach einem eindeutigen Verfahren eingepaßt, womit die Achse exakt definiert wird. Dieser Normfemur wurde inzwischen in den Normvorschlag zur Prothesenprüfung, DIN 58 800 Teil 3 Blatt 3 aufgenommen, und dient zur Festlegung der Prothesenorientierung.

Abbildung 12.1. gibt diesen Normfemur wieder. Diese Methode kann auch für rechnerische Verfahren der Spannungsermittlung verwendet werden.

ad. 2.2.2.:

Dieses Problem ist technisch physikalischer Art und kann bis auf kleine Abweichungen exakt gelöst werden. Mehrere Autoren kamen zu dem Schluß, daß die Hüftkopflast um 16 Grad gegen die Vertikale geneigt wirkt. Wichtig ist nun, zu analysieren, wie sich diese Hüftkopflast für den Kraftfluß in der Prothese auswirkt, hierzu gibt es nur wenig Literatur. Das Ergebnis der Überlegungen des Kapitels 6.2.5., daß eine senkrechte Belastung der Prothese den Kraftfluß im Schaft richtig annähert, ist ebenfalls in dem genannten DIN-Norm-Entwurf enthalten. Auch bei rechnerischen Verfahren müssen diese Überlegungen angestellt werden.

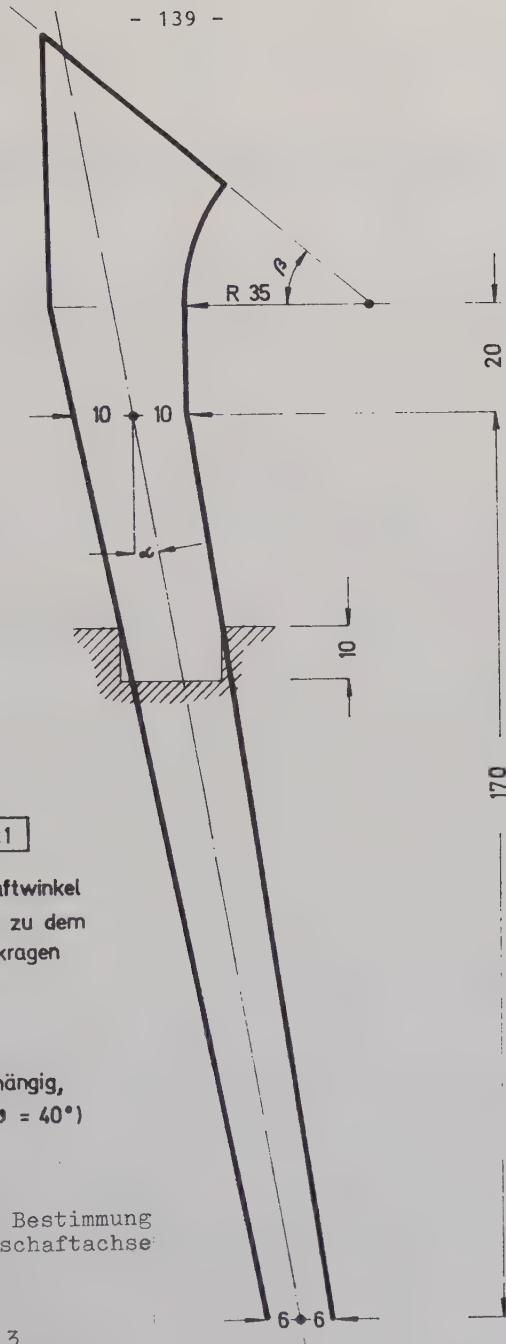
ad. 2.2.3.:

Dies ist ein mehr technisches Problem und wurde hier mit der Dehnmeßstreifentechnik gelöst, da diese Methode zur Zeit unbestritten die genauesten Ergebnisse liefert. Auch in der industriellen Prüfung hat diese Methode Eingang gefunden.

Diese Meßmethode ist für die Typenprüfung aus zwei Gründen unpraktisch:

2.2.3.1. Diese Meßmethode ist zu ausführlich, da für die Praxis in erster Linie nur zählt, ob die Prothese nicht bricht.

2.2.3.2. Sie ist nicht anwendbar bei Prothesen, die mit irgendwelchen Materialien beschichtet sind, z.B. Aluminiumoxidkeramik, oder bei Prothesen, die aus Verbundwerkstoffen, wie kohlefaserverstärktem Kunststoff oder aus mehreren Teilen bestehen, z.B.



Normfemur M 1:1

α = Femurschaftwinkel
 β = Paßwinkel zu dem
 Prothesenkragen

$\alpha = 10^\circ$
 (β typabhängig,
 gewählt $\beta = 40^\circ$)

Abb. 12.1.

Normfemur zur Bestimmung
 der Prothesenschaftachse

Normvorschlag
 DIN 58 800
 Teil 3 Blatt 3

Hals in einem Bohrloch im Schaft eingepaßt.

Für die Typenprüfung nach DIN wurde ein Dauerschwingversuch gewählt.

Man darf nun aber nicht übersehen, daß das Ergebnis dieses Versuchs, der nur die Entscheidung Bruch oder nicht bringt, nur die Mindestanforderungen an eine Prothese überprüft, was nichtsdestoweniger für die Praxis ausreicht, sofern die Prothese korrekt eingebettet ist.

Der Dauerschwingversuch sagt dagegen nichts über das Verhalten in extremen Belastungssituationen, z.B. Lockerung, oder versehentlicher Einbau in einer mehr nach Varus gerichteten Stellung.

Der Arzt muß sich also darüber im klaren sein, daß es auch bei Prothesen, die diesen Dauerschwingversuch erfolgreich bestanden haben, noch Qualitätsunterschiede gibt.

Da die Hersteller den Ärzten Produkte zur Verfügung stellen sollen, die diese mit ruhigem Gewissen anwenden können, wäre anzuraten, daß die Industrie bei ihren Prüfungen den hier angewandten Weg einschlägt, soweit nicht schon geschehen.

13. Anwendung der Erkenntnisse, Gültigkeitsbereich,
Ausblick

Diese Arbeit hat einen Aspekt aus der Anwendung von Endoprothesen für das Hüftgelenk herausgegriffen. Es liegt auf der Hand, daß sich im klinischen Einsatz zahlreiche weitere Probleme ergeben, denen teilweise viel entscheidendere Bedeutung zukommt als dem Problem der Zugspannungen.

Es muß ehrlicherweise festgestellt werden, daß das Problem, das diese Arbeit behandelt, insofern durchaus in den Hintergrund treten kann, daß bei korrekter Einbettung, das muß ausdrücklich festgestellt werden, sämtliche Prothesen den Festigkeitsansprüchen voll genügt haben.

An wichtigeren Problemen läßt sich z.B. aufzählen die Lebensdauer der Pfannenverankerung, zahlreiche klinische Probleme, die z.B. das Einsetzen eines ganz bestimmten Prothesenmodells erforderlich machen.

An Problemen, die eng mit dem behandelten zusammenhängen und die eigentlich nicht hiervon getrennt werden dürfen, darf ich nur nennen die Kraftwirkung der Prothese auf den Knochen. Femurbrüche nach dem Einsetzen von Prothesen sind durchaus beobachtet worden. Es wäre z.B. interessant festzustellen, ob eine möglichst weitgehende Reduzierung der Spannungen wirklich sinnvoll ist, und ob nicht die Spannungen, die von der Prothese ferngehalten werden, vom Knochen aufgenommen werden müssen. Insbesondere müßte der Vergleich Lang- und Kurzschaftprothese unter diesem Aspekt wiederholt werden.

Weitere Probleme, die hier gleichzeitig mitbetrach-

tet werden müßten, sind z.B. die Funktion des Kragstellungswinkels, eventuell bringt dies eine so große Spannungsreduktion, daß viele der in meiner Arbeit genannten Probleme allein dadurch schon gelöst werden können, und die Auslockerungsmomente, die strenggenommen immer mituntersucht werden müßten.

Ein weiterer, sehr interessanter klinischer Aspekt auf den ich hinweisen möchte, ist auch die Tatsache, daß die Kraftwirkungen der Prothese auf den Knochen einen Knochenumbau oder sogar eine Osteoporose bis hin zum Knochenabbau bewirken können. Hierbei spielen keineswegs nur die großen Kräfte, die Spannungsspitzen, eine Rolle, auch die kleinste Kraft kann in diesem Sinne wirksam werden.

Die Ergebnisse dieser Arbeit sind also nur als ein Steinchen in dem großen Mosaik zu betrachten, das ein Bild für die Beurteilung der Endoprothesentechnik bietet.

14. Zusammenfassung

Die Technik der Hüftgelenktotalendoprothese hat in den letzten 10 Jahren einen großen Aufschwung genommen. Ihr Entwicklungsstand ist heute so hoch, daß dieses Verfahren allgemein angewendet wird, zumal es eine völlige Sanierung des arthrotisch veränderten Hüftgelenks ohne die Nachteile einer Arthrodese bringt.

Trotz dieses hohen technischen und wissenschaftlichen Standes zeigen einige Versagensfälle, die teils erst nach jahrelanger einwandfreier Funktion der Prothesen auftraten, ihre Verbesserungsbedürftigkeit und die Notwendigkeit weiterer Forschung.

Ein wichtiger Aspekt, der mit erheblichen Komplikationen bei der nötigen Reoperation einhergeht, wurde hier herausgegriffen, und zum Anlaß für eine gründliche Spannungsanalyse der Prothesen genommen.

Zur Lösung dieser Aufgabe sind viele Verfahren der Werkstoffprüfung anwendbar. Bei der hier gewählten Methode wurde auf größtmögliche Genauigkeit, Standardisierung und Reproduzierbarkeit besonders geachtet. Ziel der Versuche war es nämlich, die vorhandenen Prothesen zu vergleichen und daraus allgemeingültige Kriterien und Untersuchungsverfahren zu gewinnen, die auch im Vorhinein Schlüsse auf die Bruchfestigkeit neuer Prothesen gestatten.

Das Vorgehen soll nun kurz geschildert werden. Auf den Prothesenrücken, wo nach einer vorangegangenen genauen Kräfteanalyse die größten Spannungen zu erwarten sind, werden Dehnmeßstreifen aufgeklebt. Sodann werden die Prothesen verschieden tief in Epoxidharz eingebettet. Die eingebetteten Prothesen

werden in einer speziellen Halterung in einer Universalprüfmaschine mit verschiedenen Kräften belastet, wobei die Kraft nacheinander aus drei verschiedenen Richtungen wirkt, wodurch Varus- und Valgusposition simuliert werden.

Zunächst wurde eine Serie von Vorversuchen durchgeführt, die die angestellten umfangreichen theoretischen Überlegungen bestätigen sollten, und Entscheidungshilfen für viele auftretenden praktischen Probleme liefern sollten. Auch die Eichung und die Meßgenauigkeitsanalyse wurde bei den Vorversuchen durchgeführt.

Für die eigentlichen Messungen wurden 25 Prothesenmodelle ausgewählt, wobei einerseits das große Spektrum der auf dem Markt befindlichen Modelle repräsentiert werden sollte, andererseits aber wirklich auch die Vertreter mit dem höchsten Marktanteil erfaßt werden sollten.

Zur Auswertung des äußerst umfangreichen Datenmaterials der Versuche wurde die Rechenanlage TR 440 des Leibniz Rechenzentrums der Bayerischen Akademie der Wissenschaften herangezogen. Auch die Spannungsdiagramme wurden auf dieser Anlage maschinell gezeichnet.

Bei der Auswertung ging es nicht in erster Linie um den Vergleich zwischen den Modellen verschiedener Hersteller. Diese verlieren an Gültigkeit, sobald Modelländerungen eintreten. Hier ging es in erster Linie um den Vergleich zwischen den verschiedenen Ausführungen eines einzigen Modells, da die Ergebnisse solcher Vergleiche in der Regel typenunabhängig sind und allgemeine Gültigkeit besitzen. Die erhaltenen Ergebnisse gründen sich weder allein auf die Versuche, noch ausschließlich auf theoretische Über-

legungen. Sie stellen vielmehr eine Synthese beider Betrachtungsweisen dar.

Diese Arbeit trägt zwar viel zum Verständnis der Festigkeitsprobleme bei, es muß jedoch darauf hingewiesen werden, daß die Probleme der klinischen Anwendung von Hüftprothesen so zahlreich sind, daß Festigkeitsüberlegungen demgegenüber ganz in den Hintergrund treten können.

- 13) CHARNLEY, J.
Total prosthetic replacement of the hip
Wiederherstellungschir. und Traum. 11 (1969) 9
- 14) CHARNLEY, J.
Fracture of femoral prostheses in total hip
replacement. A clinical study
Clinical Orthopedics and related Research,
111 (1975) 105 - 120
- 15) CHARNLEY, J.
Biomechanical considerations in total hip
prosthetic design
The Hip, Mosby, St. Louis
- 16) COOK, S.D., KLAWITTER, J.J., WEINSTEIN, A.M.
The influence of design parameters on calcar
stresses following femoral head arthroplasty
Journal of Biomedical Materials Research 14
(1980) 133 - 144
- 17) COLLIS, D.K.
Femoral stem failure in total hip replacement
J. Bone Joint Surg. 59-A (Dez. 1977)
- 18) CONTZEN, H., STRAUMANN, F., PASCHKE, E.
Grundlagen der Alloplastik mit Metallen und
Kunststoffen
Stuttgart, Thieme 1977
- 19) COTTA, H., SCHULITZ, K.-P.
Der totale Hüftgelenkersatz
Stuttgart, Thieme 1973

- 20) CROWNINSHIELD, R.D., BRAND, R.A., et alii
An analysis of femoral component stem design
in total hip arthroplasty
J. Bone Joint Surg. (1980) 68 - 78
- 21) CURREY, J.D.
The mechanical properties of bone
Clinical Orthopedics and related Research
73 (1970) 210 - 231
- 22) DIEHL, K.
Dreidimensionale Belastung der Hüfte und Hüft-
endoprothesen
Öffentliches Symposium des Arbeitskreises Bio-
mechanik
Z. Orthop. 117 (1979) 691 - 702
- 23) DIEHL, K.
Knochen beanspruchung und Knochenumbau bei der
Alloarthroplastik des coxalen Femurendes mit
Zementverankerung
Arch. orthop. Unfall-Chir. 83 (1975) 9 - 28
- 24) DIEHL, K., HARMS, J.
Beanspruchung und Umbau bei der Alloarthropla-
stik des coxalen Femurendes des Hundes mit
einer selbsthaftenden Tragrippenprothese
Arch. orthop. Unfall-Chir. 84 (1976) 89 - 104
- 25) DOBBS, H.S., SCALES, J.T.
Fracture and corrosion in stainless steel
total hip replacement stems
New York, 245 - 258

- 26) DOBBS, H.S.
The incidence of fracture in total hip replacement, femoral components
Engineering in Medicine Vol. 7 Nr. 2 (1978) 107
- 110
- 27) DOBBS, H.S.
A model to predict the incidence of fracture in femoral components
Journal of Bioengineering, Pergamon Press inc.
Vol. 1 (1977) 189 - 196
- 28) DOELLE, V., RINECKER, H.
Die Behandlung maligner Frakturen des Femurs durch die totale Hüft-Femur-Kniegelenksalloplastik
Arch. orthop. Unfall-Chir. 83 (22.12.1975) 295
- 303
- 29) DUCHEYNE, P., AERNOUDT, E., DE MEESTER, P.,
et alii
Factors governing the mechanical behavior of the implant-porous coating-trabecular interface
Journal of Biomechanics, Pergamon Press Inc.
Vol. 11 (1978) 297 - 307
- 30) DUCHEYNE, P., DE MEESTER, P., AERNOUDT, E.,
et alii
Fatigue fractures of the femoral component of Charnley and Charnley-Müller type total hip prostheses
Journal of Biomedical Materials Research (Symposium Nr. 6) (1975) 199 - 219

- 31) ENGELHARDT, A., FLEMMING, M., SCHOLTEN, R.,
HAPPEL, M., HEIPERTZ, W., SCHULZ, H.,
GEDULDIG, D.
Calculation of stress lines in bone, applying
the finite element method
Digest of the 10th international Conference
on medical and biological Engineering. Dresden
1973
- 32) ENGELHARDT, A., GRELL, H., RÖHRLE, H., SCHOL-
TEN, R.
Comparative biomechanical examination of con-
ventional implants and a hip-joint, fixed
without cement.
Meeting of the European Society of Biomechanics,
Brüssel, Mai 1978, Paper Nr. 3
- 33) EVANS, F.G.
The mechanical properties of bone
Artificial limbs Vol. 13, 1 (1969)
- 34) FROST, H.M.
An introduction to biomechanics
Springfield (Illinois), Thomas 1967
- 35) GALANTE, J.O., ROSTOCKER, W.
Failed femoral stems in total hip prostheses
J. Bone Joint Surg. (1973)
- 36) GALANTE, J.
Failed femoral stems in total hip prostheses
Paper presented at the 41 st annual meeting
of the American Academy of Orthopedic Surgeons
Dallas, Texas, 1974

- 37) GALANTE, J.O., ANDRIACCHI, T., ROSTOCKER, W.
Femoral stem failures in total hip replacements
Proceedings of the 3 rd open scientific meeting
of the Hip Society 1975, Saint Louis, Digest,
231 - 239
- 38) GALLAGHER, R.H.
Finite element analysis
Berlin, Heidelberg, New York, Springer 1976
- 39) GLAESENER, R., BRIOT, B., JAEGER, J.H., KEMPF,
I.
Fracture of total hip arthroplasties at the
level of the femoral component
Acta Orthop. Belg. 40 (1974) 861 - 876
- 40) GREENWALD, A.S., O'CONNOR, J.J.
The transmission of load through the human hip
joint
Journal of Biomechanics, Pergamon Press. Inc.
Vol. 4 (1971) 507 - 528
- 41) GREENWALD, A.S., NELSON, C.L.
The relationship of degenerative arthritis to
weight-bearing areas in the human hip joint
Surgical Forum Vol. 22 (Okt. 1972)
- 42) GRUEN, T.A., AMSTUTZ, H.C.
A failed Vitallium-Stainless steel total hip
replacement
Journal of Biomedical Materials Research
Vol. 9 (Sept. 1975) 465 - 477

- 43) HACKENBROCH, M.
Prothesenatlas
Veröffentlichung, 1978
- 44) HAMACHER, P., ROESSLER, H.
Die Berechnung von Größe und Richtung der Hüft-
gelenksresultierenden im Einzelfall
Arch. orthop. Unfall-Chir. 70 (1971) 26
- 45) HARMS, J., MITTELMEIER, H.
Statistische Auswertung von vier Jahren klini-
scher Prüfung der Hüft-Alloarthroplastik mit
Keramik Tragrippen Endoprothesen
Med.-orthop. Technik Band 100 (Nr. 1 1980)
- 46) HOLZ, U., UNGETHÜM, M.
Klinische und experimentelle Untersuchungen
wesentlicher Faktoren bei der dauerhaften
Verankerung von Hüfttotalendoprothesen
Arch. orthop. Unfall-Chir. 82 (27.6.1975) 195
- 204
- 47) HOWMEDICA DEUTSCHLAND (KÖLN)
Spannungsanalyse bei orthopädischen Prothesen
mit Hilfe von Programmen aus dem "Computer-
Aided-Design" Paket
Werbeschrift des Herstellers
- 48) HUGGLER, A.H., WEIDMANN, E.
Design criteria of total hip replacements
fixed with bone cement
Artificial Hip and Knee Joint Technology,
Springer (1976)

- 49) HUGGLER, A.H., JACOB, H.A.C., SCHREIBER, A.
Biomechanische Analyse der Lockerung von Femurprothesen
Arch. Orthop. Traumat. Surgery 92 (1978) 261
- 272
- 50) INMAN, V.T.
Functional aspects of the abductor muscles of the hip
J. Bone Joint Surg. 29 (1947) 607 - 619
- 51) JÄGER, M.
Persönliche Mitteilung 1977
- 52) JÄGER, M.
Homologe Bindegewebs transplantation
Biomechanische Untersuchungen zur Frage der Transplantateignung verschieden strukturierter und konservierter Bindegewebstexturen in der Orthopädie
Stuttgart, Thieme 1970
- 53) JÄGER, M., KUESSWETTER, W., RUETT, J., UNGETHÜM, M., BURCKHARDT, R.
Experimentelle Torsionslockerung technisch verschieden implantierter Hüftendoprothesenpfannen
Z. Orthop. 112 (Feb. 1974) 34 - 44
- 54) JÄGER, M., UNGETHÜM, M.
Mechanik und Prothesentypen
Biomechanische Überlegungen zum Lockerungsproblem von Hüftprothesen
Münchener Medizinische Wochenschrift, 118 (28.5. 1976), 693 - 700

JÄGER, M.

Siehe auch Nr. 140, 141, im Nachtrag S. 169

- 55) JACKSON BURROWS, H.

Replacement of tumors affecting the bone by
major internal prostheses

Biomedical Engineering and its clinical Appli-
cation in Orthopedic Surgery: The British
Council, London (1971)

- 56) JACOB, H.A.C.

Experimentelle Spannungsanalyse des Femurs, mit
und ohne Hüftprothese

Swiss Med. 1 (1979) Nr. 10 14 - 24

- 57) KOCH, J.C.

The Laws of bone architecture

American Journal of Anatomy, 21 (1917) 177 - 298

- 58) KUHFUSS, W., SCHILDHAUER, M., TOENNIS, D.

Untersuchungen über die Abhängigkeit des funk-
tionellen Ergebnisses der Hüfttotalplastik von
der intraoperativ eingestellten Muskelspannung
Z. Orthop., 113 (Juni 1975) 316 - 322

- 59) KUMMER, B.

Die Beanspruchung der Gelenke dargestellt am
Beispiel des menschlichen Hüftgelenks

Verhandlungen der Deutschen Gesellschaft für Or-
thopädie und Traumatologie, 55. Kongreß, Kassel
1968

- 60) LINDEN, A.J., NOLLEN, A.J.G.
Fracture of hip endoprostheses
Archivum Chirurgicum Neerlandicum XXVII-II-1975
139 - 141
- 61) MARKOLF, K.L., AMSTUTZ, H.C.
A comparative experimental study of stresses in
femoral total hip replacement components: The
effects of prostheses orientation and acrylic
fixation
Journal of Biomechanics, Pergamon Press. Inc.
Vol. 9 (1976) 73 - 79
- 62) MARTENS, M., AERNOUDT, E., DE MEESTER, P.
Factors in the mechanical failure of the femoral
component in total hip prostheses
Acta orthop. scand. 45 (1974) 693 - 710
- 63) MCLEISH, R.D., CHARNLEY, J.
Abduction forces in the one-legged stance
Journal of Biomechanics, Pergamon Press. Inc.
Vol. 3 (1970) 191 - 209
- 64) MCNEICE, G.M., ENG, P., AMSTUTZ, H.C.
Finite element studies in hip reconstructions
Biomechanics, V.A, 394 ff. Hrsg. von Komi P.V.,
Univ. Park Press, Baltimore 1976
- 65) MIZRAHI J., LIVINGSTONE, R.P., ROGAN, I.M.
An Experimental analysis of the stresses at
the surface of Charnley hip prostheses in
different anatomical positions
Journal of Biomechanics, Pergamon Press Inc.
Vol. 12 (1979) 491 - 500

- 66) MOORE, A.T., BOHLMAN, H.R.
Metal hip joint
J. Bone Joint Surg. 25 (1943) 688 ff.
- 67) MÜLLER, M.E.
Total hip prostheses
Clinical Orthopedics and related Research 72,
(1970) 46 ff.
- 68) OH, I., HARRIS, W.H.
Proximal strain distribution in the loaded
femur
J. Bone Joint Surg. Vol. 60-A (No. 1, January
1978) 75 - 85
- 69) OH, I., HARRIS, W.H., D'ERRICO J.
The effects of surface replacement of the hip
on strain levels in the proximal femur
Transactions of the 4 th Annual Meeting,
Society for Biomaterials and the 10 th Annual
Internatuonal Biomaterials Symposium Volume
II 78 - 79
- 70) PATRICK, L.M., TROSIEN, K.R.
Performance studies of hip prostheses
Presented at the Symposium on metals as Surgi-
cal Implant Materials
Annual meeting of the American Society for
Metals, Detroit, Michigan, Okt. 1965
- 71) PAUL, J.P.
Forces transmitted by joints in the human body
Proceedings of the institute of Mechanical
Engineerings 3 J (1966/67) 181 ff.

- 72) PAUL, J.P.
Loading on normal hip and knee joints and on
joint replacements. Artificial hip and knee
joint technology (Springer Verlag 1976)
- 73) PAUWELS, FR.
Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken
Hüfte
Prinzipien, Technik und Resultate einer kausa-
len Therapie
Berlin, Heidelberg, New York, Springer 1973
- 74) PAUWELS, FR.
Die Bedeutung der Bauprinzipien der unteren Ex-
tremität für die Beanspruchung des Beinskelettes
Zeitschrift für Anatomische Entwicklungsges-
schichte 114, (1949/50) 525 ff.
- 75) PAUWELS, F.
Der Schenkelhalsbruch
F. Enke Verlag, Stuttgart 1935
- 76) PAUWELS, F.
Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Ana-
tomie des Bewegungsapparates
Springer 1965
- 77) PILLIAR, R.M., BRATINA, W.J.
Micromechanical bonding at a porous surface
structured implant interface - The effect on
implant stressing
J. Biomed. Engineering Vol. 2 (Jan. 1980) 49 -
53

- 78) POPE, M.H., OUTWATER, J.O.
Mechanical properties of bone as a function
of position and orientation
J. of Biomechanics, Pergamon Press Inc.
Vol. 7 (1974) 61 ff.
- 79) RADIN, E.L., PAUL, I.L., TOLKOFF, M.J.
Subchondral bone changes in patients with
early degenerative joint diseases.
Arthritis and Rheumatism, 13, 4, 400 - 405
- 80) RAUBER, A.
Elastizität und Festigkeit der Knochen
Leipzig, Engelmann 1976
- 81) REILLY, D.T., BURSTEIN, A.H., FRANKEL, V.H.
The elastic modulus for bone
Journal of Biomechanics, Pergamon Press Inc.
Vol. 7 (1974) 271 ff.
- 82) REUBEN, J.D., EISMONT, F.J., BURSTEIN, A.H.,
WRIGHT, T.M.
Comparative mechanical properties of forty-
five total hip stems
Clinical Orthopedics and related Research
Vol. 141 (1979) 55 - 65
- 83) RINECKER, H., BRENDEL, W.
Kontraktionskraft und Frequenz verschiedener
Darmabschnitte des Hundes in vivo
Pflugers Archiv 290 (1966) 144 - 157

- 84) RITTER, G., GRÜNERT, A., SCHWEIKERT, C.H.
Biomechanische Ursachen von Lockerung und
Bruch der Hüftendoprothesen
Arch. orthop. Unfall-Chir. by J.F. Bergmann
München 1973, 77 (1973) 154 - 164
- 85) RITTER, G., GRÜNERT, A.
Biomechanische Voraussetzungen für eine Kraft-
flußkompatible Hüftgelenksimplantation
Biomedizinische Technik Band 23 - Ergänzungs-
band - (Mai/Juni 1978)
- 86) RÖHRLE, H., SCHOLTEN, R., SOLLBACH, W.
Der Kraftfluß bei neuartigen Hüftendoprothe-
sen
Biomech.-Symp. Berlin (18./19.1.1979)
- 87) RÖHRLE, H., SCHOLTEN, R., SOLLBACH, W.,
RITTER, G., GRÜNERT, A.
Der Kraftfluß bei Hüftendoprothesen
Arch. orthop. Unfall-Chir. 89 (1977) 49
- 88) ROHLMANN, A., BERGMANN, G., KÖLBEL, R.
Aussagewert und Grenzen der Spannungsberech-
nung mit der Finiten-Element-Methode bei ortho-
pädischen Problemen
Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete
Band 118 (Febr. 1980) Heft 1, 1 - 146
- 89) ROHLMANN, A., KÖLBEL, R., BERGMANN, G.
Mechanische Analyse der Beanspruchung des na-
türlichen und des endoprothetisch versorgten
Femur
Biomedizinische Technik Band 24 - Ergänzungs-
band - (Juni 1979) 315 - 316

- 90) ROHLMANN, A., KÜLBEL, R., BERGMANN, G.
Kritische Betrachtungen zur Berechnung der Belastung von Femur und Hüftendoprothesen bei einer angenommenen Lagerung in maximal drei Punkten
Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete Band 115, Heft 1 (1977)
- 91) ROHLMANN, A., KÜLBEL, R., BERGMANN, G.
Über den Aussagewert der Spannungsberechnung im Femur mit der Finiten-Element-Methode
Biomedizinische Technik Band 23 - Ergänzungsband - (Mai/Juni 1978)
- 92) ROSTOCKER, W.
Defects in failed stems of hip prostheses
Journal of Biomedical Materials Research
Vol. 12 (1978) 635 - 561
- 93) RUZYCKI, W.A.
Fatigue Failure of Total Hip Prostheses
Arbeit für den Titel "Master of Science", in "Mechanical Engineering"
The University of Alberta, Edmonton Alberta, Fall 1979
- 94) RYBICKI, E.F., SIMONEN, F.A., WEIS, E.B. Jr.
On the mathematical analysis of stress in the human femur
Journal of Biomechanics, Pergamon Press Inc.
Vol. 5 (1972) 203 - 215
- 95) RYDELL, N.
Forces acting on the femoral head-prosthesis
Acta orthop. scand. Suppl. 88, Vol. 37 (1966)

- 96) RYDELL, N.
Intravital measurements of forces acting on
the hip joint.
In: G. Evans: Studies on the anatomy and
function of bone and joints
Berlin, Heidelberg, New York, Springer 1966
- 97) SCALES, J.F.
Problems of Materials in Bone Replacement
J. Bone Joint Surg, 35-B (1953) 6
- 98) SCHALDACH, M., HOHMANN, D.
Advances in artificial hip and knee joint
technology
Berlin, Heidelberg, New York, Springer 1976
- 99) SCHOLTEN, R.
Über die Berechnung der mech. Beanspruchung
in Knochenstrukturen mittels für den Flugzeug-
bau entwickelter Rechenverfahren
Med. orthop. Technik 6 (1975) 130 - 138
- 100) SLOOFF, T.J.
Spannungsveränderungen im proximalen Femurende
bei einzementierten Endoprothesen
Arch. orthop. Unfall-Chir. 71 (1971) 281 - 289
- 101) SMETHURST, E., WATERHOUSE, R.B.
Causes of failure in total hip prostheses
Journal of materials science
12 (1977) 1781 - 1792

- 102) SMYTH, E.H.J.
The mechanical Problems of artificial Hip
J. Bone Joint Surg. 40-B (1958) 778 ff.
- 103) SORBIE, C., ZALTER, R.
Bioengineering studies on the forces transmitted by joints
In: Kenedi, R.M.: Biomechanics and related bioengineering topics, Pergamon Press, Oxford 1965
- 104) SPIECKER, U.
Ein Beitrag zur veränderten mechanischen Situation am Femur bei Totalendoprothese des Hüftgelenks
Biomedizinische Technik Band 24 - Ergänzungsband - (Juni 1979) 317 - 318
- 105) STAUFFER, D.C., STRAUSS, A.M.
An estimate of damage on the contact surfaces of a total Hip Prosthesis due to walking
Journal of Biomechanics, Pergamon Press Inc. 9 (1976) 711 - 271
- 106) TEUBNER, E., KOTTMANN, B.
Vergleichende Analyse der Schaftgeometrie häufig verwendeter Endoprothesen für das Hüftgelenk
Chirurg 47, (Dez. 1976) 674 - 681
- 107) UNGETHÜM, M.
Tribologische Aspekte beim totalen Gelenkersatz der Hüfte
Z. Orthop. 112, (Feb. 1974) 168 - 176

- 108) UNGETHÜM, M., JÄGER, M., WITT, A.N., HILDEBRANDT, H.J.
Sphericity examinations of Arthroplastik
total Hip Prostheses
Acta Orthop. Scand. 45, 1974, 421 - 428
- 109) UNGETHÜM, M., ZENKER, H.
Abrieb und Oberflächenuntersuchung bei einer
Totalendoprothese nach McKee Farrar
Arch. Orthop. Unfall-Chir. 76, Juli 1973,
212 - 219
- 110) UNGETHÜM, M., HILDEBRANDT, J., JÄGER, M.,
MOSL'E, H.G.
Ein neuer Simulator zur Testung von Totalen-
doprothesen für das Hüftgelenk
Arch. Orthop. Unfall-Chir. 77, 1973, 304 -
314
- 111) UNGETHÜM, M.
Tribologisch-biomechanische Untersuchungen
für den totalen Gelenkersatz der menschlichen
Hüfte
Dissertation, 1976, Aachen
- 112) UNGETHÜM, M.
Die Abstützfunktion der Prothesenkragenfläche
aus (109) 224 - 226
- 113) UNGETHÜM, M.
Die Abhängigkeit der Kraftverteilung von Va-
rus- und Valgusposition des Prothesenschaftes
im Femur
aus (109) 217 - 224

- 114) UNGETHÜM, M.
Persönliche Mitteilung
- 115) UNGETHÜM, M., HOLZ, U.
Klinische und experimentelle Untersuchungen
wesentlicher Faktoren bei der dauerhaften Ver-
ankerung von Hüfttotalendoprothesen
Arch. orthop. Unfall-Chir. 82 (1975) 195 ff
- 116) UNGETHÜM, M.
Technologische und biomechanische Aspekte der
Hüft- und Kniealloarthroplastik
Bern, Stuttgart, Huber 1978
- 117) UNGETHÜM, M., ROSEMEYER, B.
Immobilisationsosteoporose. Tierexperimentelle
Untersuchungen zur Reversibilität der Immobili-
sationsosteoporose nach Ruhigstellung im Gips-
verband
Stuttgart, Enke 1977
- 118) VISHAY INSTRUMENTS
Zusammenstellung von Anwendungsfällen von DMS
in der medizinisch-chirurgischen Forschung.
Veröffentlichung des Herstellers
- 119) WEAVER, J.K., CHALMERS, J.
Cancellous Bone: its Strength and Changes with
Ageing
J. Bone Joint Surg. 48-A (1966) 289 ff.
- 120) WEIGHTMAN, B.
The Stress in Total Hip Prosthesis Femoral
Stems: A Comparative Experimental Study

Advances in Artificial Hip and Knee Joint
Technology

Hrsg. von Schaldach und Hohmann, Springer
1976, 138 - 147

- 121) WEINSTEIN, A.M., KLAWITTER, J.J., COOK, S.D.
Finite Element Analysis as an Aid to Implant
design
Biomat., Med. Dev., Art. Org. 7 (1) (1979)
169 - 175
- 122) WILLIAMS, J.F., SVENSSON, N.L.
An Experimental Stress Analysis of the Neck
of the Femur
Bio.-Med.-Eng. 9 (1971) 479 - 493
- 123) WILLIAMS, J.F., SVENSSON, N.L.
A Force Analysis of the Hip Joint
Bio.-Med.-Eng., 3 (1968) 365 - 370
- 124) WILSON, J.N., SCALES, J.T.
Loosening of Total Hip Replacements with
cement Fixation Clinical Findings and Labora-
tory Studies
Clinical Orthopedics and related Research 72
(1979) 145 ff
- 125) WITT, A.N.
Zum Problem des Knochenersatzes durch Endo-
prothesen
Z. Orthop. 91, (1959) 193

- 126) WITT, A.N.
Der derzeitige Stand der Alloarthroplastik
Langenbecks Arch. klin. Chir. 309 (1965) 3
- 127) WITT, A.N.
Verhandlungen der Deutschen Gesellschaft für
Orthopädie und Traumatologie,
Stuttgart, Enke 1969
- 128) WITT, A.N., HACKENBROCH, M.
Orthopädisch-chirurgischer Operationsatlas
Stuttgart, Thieme 1973
- 129) WOOD, R.D.
Stress Analysis of the Femur
Ph. D. Thesis University of New South Wales,
Australia 1975
- 130) WOLFF, J.
Das Gesetz der Transformation der Knochen
Hirschwald, Berlin 1892
- 131) WRIGHT, V., DOWSON, D.
Evaluation of artificial Joints
(Buch) herausgegeben von
Biological engineering society, Chapter 8
91 - 98
- 132) WROBLEWSKI, B.M.
The mechanism of fracture of the femoral
prosthesis in total hip replacement
International Orthopedics (SICOT) 3 (1979)
137 - 139

- 133) YETTRAM, A.L., WRIGHT, K.W.J.
Dependence of Stem Stress in Total Hip Replacements on Prostheses and Cement Stiffness
Journal of Biomedical Engineering, Vol. 2
(January 1980) 54 - 59
- 134) YETTRAM, A.L., WRIGHT, K.W.J.
Biomechanics of the Femoral Component of Total Hip Prostheses With Particular Reference of the Stress in the Bone Cement
Journal of Biomedical Engineering, Vol. 1
(October 1979) 281 - 285
- 135) ZIENKIEWICZ, O.C.
The Finite Element in Engineering Science
London, McGraw Hill 1971
- 136) ZSERNAVICZKY, J., SIEMSEN, C.H., DAHMEN, G.
Ermüdungsbrüche im vorderen Beckenbereich nach Hüftendoprothesen aus statisch-dynamischer Sicht
Z. Orthop. 113 (Juni 1975) 367 - 371

Nachtrag zum Literaturverzeichnis

- 137) AMTMANN, E., KUMMER, B.
Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks
Z. Anatom. 127 (1968) 286 ff.
- 138) DVM
Deutscher Verband für Materialprüfung
Implantatbrüche
Tagung in Berlin (28. u. 29. Feb. 1980)
- 139) HOWMEDICA DEUTSCHLAND (KÖLN)
Vitallium Implantate und Instrumente
Wissenschaftliche Information des Herstellers
- 140) JÄGER, M., HACKENBROCH, M., REFIOR, H.J.
Endoprothetik, Osteosynthese und Biomechanik
der Gelenke
Stuttgart, Thieme 1980
- 141) JÄGER, M., HILDEBRANDT, J.
Gelenkprothese, insbesondere Hüftgelenk-
prothese für die Implantation im mensch-
lichen Körper
Deutsches Patentamt, Offenlegungsschrift
Nr. 2139878
- 142) JUDET, J., JUDET, R.
The use of an artificial femoral head for
arthroplasty of the hip joint
J. Bone Joint Surg. 32-B (1950) 166 ff.

143) MITTELMEIER, H.

Zementlose Verankerung von Endoprothesen nach
dem Tragrippenprinzip

Z. Orthop. 112 (1974) 27 ff.

16. Anhang: Datenverarbeitung

16.1. Programm zur Verarbeitung der Meßdaten

Programm in Algol 60, das ich zur Auswertung der Messungen an den Rechenanlagen TR 440 und Cyber 175 des Leibniz Rechenzentrums der Bayerischen Akademie der Wissenschaften ausgearbeitet und benutzt habe. S. 173 - 185

16.2. Ablauf des Programms

Start des Programmlaufs von der Konsolschreibmaschine (Sichtgerät) aus. S. 186 - 188

Zunächst werden die Daten der einzelnen Prothesen, gespeichert in einer Datei, eingelesen.

Beispiel für das Format der Eingabedatei am Beispiel der Prothese Aesculap Weller kurz. S. 189 - 192

Erläuterung für einen Eingabeblock (S. 189)

Kraft (kp) Schreiberausschläge (Teilstriche)

	DMS 1	DMS 2	DMS 3	DMS 4	DMS 5	DMS 6
010	005	016	024	044	065	072
020	012	030	045	080	121	134
...	...	...	...	...	...	...

Das Programm errechnet nun für jede Prothese, jeden Dehmeßstreifen sowie jede Gußhöhe und Stellung die Dehnung an der jeweiligen Meßstelle in Abhängigkeit von der wirkenden Kraft.

Gleichzeitig erfolgt die Prüfung auf Meßfehler.

Diese Formeln werden für das Zeichnen der Diagramme benötigt und werden intern gespeichert. Zur Veranschau-

lichung wurden diese Formeln am Beispiel der Prothese Protek Müller Kurzschaft ausgedruckt.

Es handelt sich jeweils um die Dehnung und den dazugehörigen Schreiberausschlag des Registriergerätes an den einzelnen Dehnmeßstreifen, in Abhängigkeit von Kraft, Stellung und Eingußhöhe.

Hier wurde nur ein Auszug dargestellt, insgesamt ergeben sich in diesem Fall 96 Formeln (4 Eingußhöhen mal 4 Stellungen mal 6 Dehnmeßstreifen) S. 193 - 202

Nun folgt das Ergebnisprotokoll des Hauptprogramms, zunächst erscheinen eventuelle Fehler in den Eingabedaten, sodann erfolgt die Protokollierung von Warnhinweisen und eventuell Fehler bei der Umrechnung der Eingabedaten. S. 202 - 204

Durch die nächste Eingabe wird festgestellt, welche Spannungsprofile gezeichnet werden. Hier im Beispiel erfolgt der Aufruf für die Prothese Aesculap Weller kurz, S. 205

Die daraufhin gezeichneten drei Diagramme mit je vier Kurven sind auf den folgenden Seiten abgebildet. S. 206 - 208

IBNIZ-RECHENZENTRUM DER BAYERISCHEN AKADEMIE DER WISSENSCHAFTEN, MUENCHEN

DATUM / UHRZEIT = 78-04-28 / 12:40:23

BENUTZER-AUFTRAGSKENNZEICHEN = ECHIOLA

BENUTZER-NUMMER = U7N0101

SYSTEM-AUFTRAGSKENNZEICHEN = ABEIDJXB

BETRIEBSYSTEM = NOS1.1(430)780426.

```

1  "BEGIN"
2  "COMMENT"DEKLARATIONSBLOCK;
3  "INTEGER"MNPP,MNBEL,MNDMS;
4  "INTEGER"MNPP1,MNBEL1,MNDMS1;
5  "INTEGER"NPR,ZPR,ZHOE,NWERT,ZDMS,ZST;
6  "INTEGER"NKOPV;
7  "INTEGER"N,NN,NNN,NNNN,II;
8  "REAL"H1,H2,H3,H4,H5;
9  "REAL"MASSX,MASSY,LSHEAR,GEW;
10 "REAL"H,HH,HHH;
11 "REAL"XUFIG,XOFIG,UGX,OGX,UGY,OGY,HYU,HYU;
12 "REAL"FAK,DX,DY;
13 "ARRAY"ZEICH[1:10,1:3];
14 "INTEGER""ARRAY"CODE[1:10];
15 CODE[1]:=76;CODE[2]:=75;CODE[3]:=74;
16
17
18
19
20 CODE[4]:=78;CODE[5]:=72;CODE[6]:=71;
21 CODE[7]:=127;CODE[8]:=112;CODE[9]:=119;CODE[10]:=141;
22 INPUT(DO,"(",")",MNPP,MNDMS,MNBEL);
23 MNPP1:=MNPP+1;
24 MNDMS1:=MNDMS+1;
25 MNBEL1:=MNBEL+1;
26 "BEGIN"
27 "COMMENT"BLOCK DYNAMISCHER FELDER;
28 "ARRAY"PRNR,PRHEP,PRKOPF,PREL,PREICH,PRHALS,PRSCH,PRHOE[1:MNDMS];
29 "INTEGER""ARRAY"PRTEXT[1:MNPP,1:6];
30 "ARRAY"PRDMS[0:MNDMS,1:MNPP],PRK[1:MNDMS,1:MNPP];
31 "ARRAY"GUSSH[0:4,1:MNPP];
32 "ARRAY"BEL[1:4,0:MNBEL];
33 "ARRAY"AUSL[1:4,1:MNBEL,1:MNDMS];
34 "ARRAY"REGST,REGACH[1:MNPP,1:4,1:4,1:MNDMS];
35 "INTEGER""ARRAY"STELL[1:4,1:2];
36 "ARRAY"XX[0:MNDMS],YY[1:MNDMS];
37 "ARRAY"AA[1:MNDMS,0:3];
38 "PROCEDURE"LOESCH(X);"CODE";
39
40
41
42
43
44
45
46 "REAL""PROCEDURE"MIN(X);"CODE";
47 "REAL""PROCEDURE"MAX(X);"CODE";
48 "PROCEDURE"SPNAT(A,B,C,D,E);"CODE"; "PROCEDURE" FLOTS(A,B,LI
49 "PROCEDURE"SHEET(A,B,C);"CODE"; "CODE";
50 "PROCEDURE"SIZE(X);"CODE";
51 "PROCEDURE"WINDOW(A,B,C,D);"CODE";
52 "PROCEDURE"FRAME;"CODE";
53 "PROCEDURE"MOVE TO(A,B);"CODE";
54 "PROCEDURE"DRAW TO(A,B);"CODE";
55 "PROCEDURE"MARK(X);"CODE";
56 "PROCEDURE"CIRCLE(R,A1,A2);"CODE";
57 "PROCEDURE"CURVEX(X);"CODE";
58 "PROCEDURE"SHEAR(XX,XY,YX,YY);"CODE";
59 "PROCEDURE"USCALE(X1,X2,XLOG,Y1,Y2,YLOG);"CODE";

```

Tr 440	Cyber	Zeich
76	144	○
75	143	△
74	142	◇
73	141	□
72	164	×
71	163	+
127	149	π
112	51	%
119	55	&
141	152	10

```

60  "PROCEDURE"XGRID(X);"CODE";
61  "PROCEDURE"MOVEBY(A,B);"CODE";
62  "PROCEDURE"DRAWBY(A,B);"CODE";
63  "PROCEDURE"SEG(X);"CODE";
64  "PROCEDURE"CURVE(N1,N2,X,Y,TYPE);"CODE";
65  "PROCEDURE"SELECT(IPEN);"CODE";
66  "PROCEDURE"YGRID(X);"CODE";
67  "PROCEDURE"MOVEON(A,B);"CODE";
68  "PROCEDURE"DRAWON(A,B);"CODE";
69
70
71
72  "PROCEDURE"XACHSE(UGX,OGX);
73  "VALUE"UGX,OGX;
74  "REAL"UGX,OGX;
75  "BEGIN"
76  "INTEGER"Z,ZZ,ZZZ;
77  "REAL"UX,OX,UY,OY;
78  "REAL"H1,H2,DX;
79  "IF"UGX"GREATER"OGX"THEN"
80  "BEGIN"
81  H1:=OGX;OGX:=UGX;UGX:=H1;
82  "END";
83  UX:=10*(ENTIER(UGX/10)-1);
84  OX:=10*(ENTIER(OGX/10)-1);
85  MOVETO(UX,0);
86  "FOR"Z:=UX"STEP"10"UNTIL"OX"DO"
87  "BEGIN"
88  DRAWBY(10,0);
89  MOVEON(0,0.25);
90  DRAWON(0,-0.25);
91  "END"Z;
92  DRAWON(1.5,0);
93  DRAWON(0,0.3);
94  DRAWON(0.6,-0.3);
95  DRAWON(-0.6,-0.3);
96  DRAWON(0,0.3);
97  "FOR"Z:=0"STEP"20"UNTIL"OX"DO"
98  "BEGIN"
99  MOVETO(Z,0);MOVEON(-1.0,-1.5);
100 H1:=Z/10;
101 SHEAR(LSHEAR,LSHEAR*0.25,0,LSHEAR);
102 OUTPUT(67,"("Z")",H1);
103 SHEAR(LSHEAR,0,0,LSHEAR);
104 "END"Z;
105 SHEAR(LSHEAR,LSHEAR*0.25,0,LSHEAR);
106 MOVETO(0,0);
107 MOVEON(15,-2.7);
108 OUTPUT(67,"("SCHAFTLAENGE [CM]")")");
109 SHEAR(LSHEAR,0,0,LSHEAR);
110 "END"PROCEDURE XACHSE;
111
112
113
114 "PROCEDURE"REFGR;
115 "BEGIN"
116 "INTEGER"NZ,ZBEL,ZST,ZDMS;
117 "REAL"A,B,D,K,SK,SKK,SD,SDK;
118

```

```

119 "FOR"ZST:=1"STEP"1"UNTIL"4"DO"
120 "BEGIN"
121 "GOTO"X;
122 OUTPUT(4,"(/,","("PROTHESE)","3B,3ZD,5(6A),","(" HOEHE)","-3ZD,
123 " (" GUSSHOFHE)","-5ZD.3D,
124 " (" STELLUNG)","2B,6A,B,6A, /)","",
125 ZPR,PRTEXT[ZPR,1],PRTEXT[ZPR,2],PRTEXT[ZPR,3],
126 PRTEXT[ZPR,4],PRTEXT[ZPR,5],
127 ZHOE,GUSSH[ZHOE,ZPR],STELL[ZST,1],STELL[ZST,2]);
128 X:
129 NWERT:=PRDMS[0,ZPR];
130 "FOR"ZDMS:=1"STEP"1"UNTIL"NWERT"DO"
131 "BEGIN"
132 NZ:=0;
133 SK:=SKK:=SD:=SDK:=0;
134 "FOR"ZBEL:=1"STEP"1"UNTIL"BEL[ZST,0]"DO"
135 "BEGIN"
136 K:=BEL[ZST,ZBEL];
137 D:=AUSL[ZST,ZBEL,ZDMS];
138 "IF"K"GREATER"900000"OP"D"GREATER"900000
139 "THEN""GOTO""ZBEL;
140 NZ:=NZ+1;
141 SK:=SK+K;
142 SKK:=SKK+K*K;
143 SD:=SD+D;
144 SDK:=SDK+D*K;
145 EZBEL:
146 "END"ZBEL;
147 "IF"NZ"GREATER"1
148 "THEN"
149 "BEGIN"
150 B:=(NZ*SDK-SD*SK)/(NZ*SKK-SK*SK);
151 A:=(SD-B*SK)/NZ;
152 REGST[ZPR,ZHOE,ZST,ZDMS]:=B*PRK[ZDMS,ZPR];
153 REGACH[ZPR,ZHOE,ZST,ZDMS]:=A*PRK[ZDMS,ZPR];
154 "GOTO"REGRA;
155 OUTPUT(4,"("5B,("REGRESSIONSGERADEN:)",/,
156 " ("AUSSCHLAG = )",-ZZD.9D,(" * KRAFT [KP] )",
157 +ZZD.9D)",B,A);
158 OUTPUT(4,"(/,","(DEHNUNG = )",-ZZD.9D,(" * KRAFT [KP] )",
159 REGST[ZPR,ZHOE,ZST,ZDMS],REGACH[ZPR,ZHOE,ZST,ZDMS]);
160 "IF"B"NOTEQUAL"0.0"THEN"K:=(-A/B)"ELSE"K:=99999999.0;
161 OUTPUT(4,"("5B,("RUHELAST = )",-9ZD.3D,(" [KP]"/")",K);
162 REGRA:
163 "END"
164 "ELSE"
165 "BEGIN"
166 OUTPUT(4,"(/,","("PROTHESE)","3B,3ZD,6(6A),","(" HOEHE)","-3ZD,
167 " (" GUSSHOFHE)","-5ZD.3D,
168 " (" STELLUNG)","2B,6A,B,6A, /)","",
169 ZPR,PRTEXT[ZPR,1],PRTEXT[ZPR,2],PRTEXT[ZPR,3],
170 PRTEXT[ZPR,4],PRTEXT[ZPR,5],PRTEXT[ZPR,6],
171 ZHOE,GUSSH[ZHOE,ZPR],STELL[ZST,1],STELL[ZST,2]); [ZDMS,
172 OUTPUT(4,"(/,","(DMS)","5ZD,5B,("HOEHE)","-5ZD)","",ZDMS,PRDMS
173 OUTPUT(4,"(/,","(ZUWENIG PTE FUER REGRESSION)"/")");
174 "END";
175 "END"ZDMS;
176 "END"ZST;
177 "END"REGR;

```

```

178
179
180 "PROCEDURE"PRUEF(DY);
181 "REAL"DY;
182 "BEGIN"
183 "INTEGER"ZST,ZDMS,ZBEL;
184 "REAL"A,B,K,D,AUSSCH;
185 NWERT:=PRDMS[0,ZPR];
186 "FOR"ZST:=1"STEP"1"UNTIL"4"DO
187 "FOR"ZDMS:=1"STEP"1"UNTIL"NWERT"DO"
188 "BEGIN"
189 A:=REGACH[ZPR,ZHOE,ZST,ZDMS];
190 B:=REGST[ZPR,ZHOE,ZST,ZDMS];
191 "IF"A"GREATER"900000"THEN"GOTO"EZDMS;
192 "FOR"ZBEL:=1"STEP"1"UNTIL"BEL[ZST,0]"DO"
193 "BEGIN"
194 K:=BEL[ZST,ZBEL];
195 D:=AUSL[ZST,ZBEL,ZDMS];
196 "IF"K"GREATER"900000
197 "OR"D"GREATER"900000"THEN"GOTO"EZBEL;
198 AUSSCH:=(A+B*K)/PRK[ZDMS,ZPR];
199 "IF"ABS(AUSSCH-D)"NOTGREATER"DY
200 "THEN"GOTO"EZBEL;
201 OUTPUT(4,("(",("PROTHESE"),3ZD,(" HOEHE"),-3ZD,
202 " (" STELLUNG ")"),6A,6A,/,
203 " (" DMS"),3ZD,("BELASTUNG"),-3ZD,DD,/,
204 " ("ABWEICHUNG GROESSER ALS"),ZD.4D,/,
205 " ("BERECHNETE AUSLENKUNG"),3ZD,DD,
206 /,("GEMESSENE AUSLENKUNG"),3ZD,DD,///"),
207 ZPR,ZHOE,STELL[ZST,1],STELL[ZST,2],
208 ZDMS,K,DY,AUSSCH,D);
209 EZBEL:
210 "END";
211 EZDMS:
212 "END";
213 "COMMENT"ENDE ZST;
214 "END"PRUEF;
215
216
217
218 "PROCEDURE"DATEIN;
219 "BEGIN"
220 "INTEGER"ZBEL;
221 "REAL"HHHH;
222 "COMMENT"EINLESEN EINES DATENSATZES FUER 1 PROTHESE
223 UND 1 HOEHE;
224 "COMMENT"EINLESEN DER STELLUNGSNUMMER;
225 NAEST:
226 INPUT(10,("("/)"",ZST);
227 "IF"ZST"GREATER"-1000
228 "THEN"
229 "BEGIN"
230 "IF"ZST"GREATER"4"OR"ZST"LESS"1"THEN"
231 "BEGIN"
232 OUTPUT(4,("///"("CODIERUNG"),3ZD,DD,
233 " ("FUER STELLUNG UNZULAESSIG)"),ZST);
234 "GOTO"ABBRUCH;
235 "END";
236 "FOR"ZBEL:=1"STEP"1"UNTIL"1000"DO"

```

```

237 "BEGIN"
238 "COMMENT"INLESEN DER BELASTUNGSKRAFT;
239 INPUT(10,"("/)",HHHH);
240 "IF"HHHH"GREATER"-1000"THEN"
241 "BEGIN"
242 "IF"ZBEL"GREATER"MNBEL"THEN"
243 "BEGIN"
244 OUTPUT(4,"("/)"/("MNBEL ZU KLEIN")")");
245 "GOTO"ABBRUCH;
246 "END";
247 BEL[ZST,ZBEL]:=HHHH;
248 NWEPT:=PRDMS[0,ZPR];
249 "FOR"ZDMS:=1"STEP"1"UNTIL"NWERT"DO"
250 "BEGIN"
251 INPUT(10,"(")",H1);
252 AUSL[ZST,ZBEL,ZDMS]:=H1/100;
253 "END"ZDMS;
254 "END"
255 "ELSE"
256 "BEGIN"
257 BEL[ZST,0]:=ZBEL-1;
258 "GOTO"NAEST;
259 "END";
260 "END"ZBEL;
261 "END"
262 "ELSE""GOTO"NAEHOE;
263 NAEHOE:
264 "END"PROCEDURE";
265
266
267
268 "PROCEDURE"ZERL(A,M,E);
269 "REAL"A,M,E;
270 "BEGIN"
271 "COMMENT"A=EINGABE,M=MANTISSE 1..10,E=10 HOCHEXP;
272 "INTEGER"NM,ND;
273 "REAL"H;
274 NM:=ND:=0;
275 H:=ABS(A);
276 ANF:
277 "IF"H"NOTLESS"1
278 "THEN"
279 "BEGIN"
280 "IF"H"LESS"10
281 "THEN""GOTO"ENDE
282 "ELSE"
283 "BEGIN"H:=H/10;ND:=ND+1;"GOTO"ANF"END";
284 "END"
285 "ELSE"
286 "BEGIN"H:=H*10;NM:=NM+1;"GOTO"ANF"END";
287 ENDE:
288 "IF"NM"NOTEQUAL"0.
289 "THEN"E:=10**(-NM)
290 "ELSE"E:=10**ND;
291 M:=A/E;
292 "END"ZERL;
293
294
295

```

```

296 "PROCEDURE"YACHSE(UGY,DGY,FORSTR);
297 "VALUE"UGY,DGY;
298 "REAL"UGY,DGY;
299 "STRING"FORSTR;
300 "BEGIN"
301 "INTEGER"N1;
302 "REAL"UG,DG,GR,AGR,SGR;
303 "REAL"SCHRM,SCHRA,GRD,GRU,DX,MU,MO;
304 "REAL"HN,HNN,M,E;
305 "IF"UGY"GREATER"DGY"THEN""BEGIN"
306 E:=UGY;UGY:=DGY;DGY:=E;"END";
307 GR:=DGY-UGY;ZERL(DGY,M,E);
308 "IF"ABS(M)"NOTLESS"4
309 "AND"ABS(M)"LESS"10
310 "THEN"
311 "BEGIN"
312 SCHRM:=E*0.999999;
313 SCHRA:=2.0*E;
314 "END"
315 "ELSE"
316 "IF"M"NOTLESS"1
317 "AND"M"LESS"4
318 "THEN"
319 "BEGIN"
320 SCHRM:=E*0.499999;
321 SCHRA:=E;
322 "END"
323 "ELSE"
324 "BEGIN"
325 OUTPUT(4,(""//("MANTISSE NACH ZERL NICHT ZWISCHEN"),
326 (" 1 UND 10, MANT.="),3ZD.8D,/"),M);
327 "GOTO"ABBRUCH;
328 "END";
329 "COMMENT"ZEICHNEN DER POSITIVEN Y-ACHSE;
330 MOVETO(0,0);
331 "FOR"HN:=SCHRA"STEP"SCHRA"UNTIL"DGY"DO"
332 "BEGIN"
333 "FOR"HNN:=SCHRM"STEP"SCHRM"UNTIL"SCHRA"DO"
334 "BEGIN"
335 DRAWBY(0,SCHRM);
336 DRAWON(-0.25,0);
337 MOVEON(0.25,0);
338 "END"HNN;
339 MOVEON(0.25,0);
340 DRAWON(-0.25,0);
341 "END"HN;
342 DRAWON(0,1.25);
343 DRAWON(-0.25,0);
344 DRAWON(0.25,0.5);
345 DRAWON(0.25,-0.5);
346 DRAWON(-0.25,0);
347 "COMMENT"ZEICHNEN DER NEG Y-ACHSE;
348 MOVETO(0,0);
349 "FOR"HN:=-SCHRA"STEP"-SCHRA"UNTIL"UGY"DO"
350 "BEGIN"
351 "FOR"HNN:=SCHRM"STEP"SCHRM"UNTIL"SCHRA"DO"
352 "BEGIN"
353 DRAWBY(0,-SCHRM);
354 DRAWON(-0.25,0);

```

```

355 MOVEON(0,25,0);
356 "END"HNN;
357 MOVEON(-0,25,0);
358 DRAWON(+0,25,0);
359 "END"HN;
360 DRAWON(0,-1,25);
361 "COMMENT"BESCHRIFTEN DER POS Y-ACHSE;
362 SHEAR(LSHEAR,LSHEAR*0,25,0,LSHEAR);
363 MOVETO(0,0);
364 MOVEON(-10,0);
365 "FOR"HN:=SCHRA"STEP"SCHRA"UNTIL"OGY"DO"
366 "BEGIN"
367 MOVEBY(0,SCHRA);
368 OUTPUT(67,FOPSTR,HN);
369 MOVEON(-8,0);
370 "END";
371 "COMMENT"BESCHRIFTEN DER NEG. Y-ACHSE;
372 MOVETO(0,0);
373 MOVEON(-10,0);
374 "FOR"HN:=-SCHRA"STEP"-SCHRA"UNTIL"UGY"DO"
375 "BEGIN"
376 MOVEBY(0,-SCHRA);
377 OUTPUT(67,FOPSTR,HN);
378 MOVEON(-8,0);
379 "END";
380 SHEAR(LSHEAR,0,0,LSHEAR);
381 MOVETO(0,0);MOVEON(-1,15);
382 SHEAR(0,-LSHEAR,LSHEAR,LSHEAR*0,25);
383 OUTPUT(67,(")("SPANNUNG [M PA]"(")");
384 SHEAR(LSHEAR,0,0,LSHEAR);
385 "END"Y-ACHSE;
386
387
388
389
390
391
392 "COMMENT"*****HAUPTPROGRAMM;
393 INPUT(10,("/")");
394 "FOR"NN:=1"STEP"1"UNTIL"4"DO"
395 INPUT(10,("6A,6A")",STELL[NN,1],STELL[NN,2]);
396 LOESCH(REGACH,999999);
397 LOESCH(REGST,999999);
398 "FOR"NPR:=1"STEP"1"UNTIL"1000"DO"
399 "BEGIN"
400 INPUT(10,("/")",ZPR);
401 "IF"ZPR"NOTGREATER"-1000
402 "THEN""GOTO"ENDLES;
403 INPUT(10,("(")",PRHFB[ZPR],PRKOPF[ZPR],
404 PREL[ZPR],PREICH[ZPR],PRHALS[ZPR],PRSCH[ZPR],
405 PRHJE[ZPR]);
406 INPUT(10,("/,6(6A)"");
407 PRTEXT[ZPR,1],PRTEXT[ZPR,2],
408 PRTEXT[ZPR,3],PRTEXT[ZPR,4],PRTEXT[ZPR,5],PRTEXT[ZPR,6]);
409 INPUT(10,("(")",NWERT);PROMS[0,ZPR]:=NWERT;
410 "IF"NWERT"GREATER"MNDSM"THEN""BEGIN"
411 OUTPUT(4,("/("NWERT ")",320,DO,(" GROESSER MNDSM)"220");
412 "GOTO"ABBRUCH;"END";
413 "FOR"NN:=1"STEP"1"UNTIL"NWERT"DO"

```

```

414 INPUT(10, "("), PRDMS[NN, ZPR]);
415 "FOR" NN:=1 "STEP" 1 "UNTIL" NWERT "DO"
416 INPUT(10, "("), PRK[NN, ZPR]);
417 "FOR" ZHOE:=1 "STEP" 1 "UNTIL" 1000 "DO"
418 "BEGIN"
419 INPUT(10, "("), H2);
420 "IF" H2 "NOT GREATER" -1000 "THEN"
421 "GOTO" NAEPR;
422 "IF" ZHOE "GREATER" 4 "THEN"
423 "BEGIN"
424 OUTPUT(4, "("), ("PROTHESE NR ")", 3ZD, "(" HOEHEANGABE)",
425 /)", ZHOE);
426 "GOTO" ABBRUCH;
427 "END";
428 GUSSHE ZHOE, ZPR]:=H2;
429 LOESCH(BEL, 999999);
430 "FOR" NN:=1 "STEP" 1 "UNTIL" 4 "DO"
431 BEL[NN, 0]:=0;
432 LOESCH(AUSL, 999999);
433 DATEIN;
434 REGR;
435 PRUEF(0.1395);
436 "END" ZHOE;
437 NAEPR: GUSSH[0, ZPR]:=ZHOE-1;
438 "END" NPR;
439 ENDLES:
440 NPR:=NPR-1;
441 OUTPUT(7, "("), ("ES WURDEN DIE DATEN ")",
442 ("VON ")", 3ZD, /, "(" PROTHESEN GELESEN)",
443 /, "(" MIT MAXIMAL ")", 3ZD, "(" DEHNMESS)",
444 ("STELLEN")", /, "(" UND MAXIMAL 4 ")",
445 ("GUSSHOEHE")", /, /)", NPR, MNDMS);
446 "COMMENT"*****ENDE DES LESENS DER PROTHESENDATEN;
447
448
449
450
451 II:=79;
452 "FOR" N:=1 "STEP" 1 "UNTIL" 1000 "DO"
453 "BEGIN"
454 INPUT(8, "("), MASSX);
455 "IF" MASSX "LESS" -1000 "THEN" "GOTO" FORTS;
456 INPUT(8, "("), MASSY);
457 "FOR" NN:=1 "STEP" 1 "UNTIL" 1000 "DO"
458 "BEGIN"
459 INPUT(8, "("), GEW);
460 "IF" GEW "LESS" -1000 "THEN" "GOTO" ENDN;
461 LOESCH(ZEICH, 999999);
462 "FOR" NNN:=1 "STEP" 1 "UNTIL" 11 "DO"
463 "BEGIN"
464 INPUT(8, "("), HHH);
465 "IF" HHH "LESS" -1000 "THEN" "GOTO" ENDNN;
466 ZEICH[NNN, 1]:=HHH;
467 INPUT(8, "("), ZEICH[NNN, 2], ZEICH[NNN, 3]);
468 "IF" ZEICH[NNN, 2] "GREATER" GUSSH[0, HHH] "THEN" NNN:=NNN-1;
469 "END" NNN;
470 OUTPUT(4, "("), ("WARNUNG , MEHR ALS)",
471 (" 10 KURVEN PRO ZEICHNUNG")", /)",
472 "GOTO" ABBRUCH;

```

```

473     ENDNN;
474     NNN:=NNN-1;
475     NKURV:=NNN;
476
477     "COMMENT"*****RESERVIERUNG DER ZEICHENFLAECHE;
478     II:=II+1;
479     SHEET(1,220,335);
480     MOVETO(10,21);DRAWTO(10,20);DRAWTO(11,20);
481     MOVETO(219,20);DRAWTO(220,20);DRAWTO(220,21);
482     MOVETO(220,316);DRAWTO(220,317);DRAWTO(219,317);
483     MOVETO(11,317);DRAWTO(10,317);DRAWTO(10,316);
484     WINDOW(200-MASSX,200,290-MASSY,290);
485     MOVETO(110,40);OUTPUT(07,"("("DIAGRAMM A ")",220)"",II);
486     LSHEAR:=MASSX*2.8/174.0;
487     SHEAR(LSHEAR,0,0,LSHEAR);
488
489     "COMMENT"*****SKALIERUNG;
490     OGX:=OGY:=UGY:=0.0;UGX:=-15;
491     "FOR"NNNN:=1"STEP"1"UNTIL"NKURV"DO"
492     "BEGIN"
493     ZPR:=ZEICH[NNNN,1];
494     ZHOE:=ZEICH[NNNN,2];
495     ZST:=ZEICH[NNNN,3];NWERT:=PRDMS[0,ZPR];
496     HYU:=HYU:0.0;
497     "FOR"ZDMS:=1"STEP"1"UNTIL"NWERT"DO"
498     "BEGIN"
499     H1:=REGST[ZPR,ZHOE,ZST,ZDMS];
500     "IF"H1"LESS"900000"THEN"
501     HYU:=MAX(H1,HYU);
502     HYU:=MIN(H1,HYU);
503     "END"
504     ;
505     FAK:=GEW*PREICH[ZPR]*PREL[ZPR]/9.81;
506     HYU:=HYU*FAK;
507     HYU:=HYU*FAK;
508     OGY:=MAX(HYU,OGY);
509     UGY:=MIN(HYU,UGY);
510     UGX:=MIN(UGX,PRDMS[1,ZPR],GUSSH[GUSSH[0,ZPR],ZPR]);
511     "IF"PRDMS[PRDMS[0,ZPR],ZPR]"LESS"900000"THEN"
512     OGX:=MAX(OGX,PRDMS[PRDMS[0,ZPR],ZPR],GUSSH[1,ZPR]);
513     "END"NNNN;
514     DX:=(OGX-UGX)*0.07;
515     DY:=(OGY-UGY)*0.07;
516     USCALE(UGX-DX,OGX+DX,0,UGY-DY,OGY+DY,0);
517     "COMMENT"*****ENDE DER SKALIERUNG;
518     "COMMENT"*****KOORDINATENSYSTEM;
519     "IF"UGX=OGX"OR"UGY=OGY"THEN""GOTO"SKIP;
520     XACHSE(UGX,OGX);
521     YACHSE(UGY,OGY,"(-320.00)"");
522
523
524     "COMMENT"*****ZEICHNEN DER KURVEN;
525     "FOR"NNN:=1"STEP"1"UNTIL"NKURV"DO"
526     "BEGIN"
527     ZPR:=ZEICH[NNN,1];
528     ZHOE:=ZEICH[NNN,2];
529     ZST:=ZEICH[NNN,3];
530     XX[0]:=0;NWERT:=PRDMS[0,ZPR];
531     "FOR"ZDMS:=1"STEP"1"UNTIL"NWERT"DO"

```

```

532 "BEGIN"
533 H1:=REGST[ZPR,ZHDE,ZST,ZDMS];
534 "IF"H1"GREATER"900000"THEN""GOTO"EZDMS;
535 XX[0]:=XX[0]+1;
536 XX[XX[0]]:=PRDMS[ZDMS,ZPR];
537 YY[XX[0]]:=H1*GEW*PREICH[ZPR]*PREL[ZPR]/9.81;
538 AA[XX[0],0]:=YY[XX[0]];
539 EZDMS:
540 "END";
541 "IF"XX[0]"EQUAL"1"THEN"
542 "BEGIN"
543 MOVETO(XX[1],YY[1]);
544 MARK(CODE[NNN]);
545 MOVETO(XX[1],YY[1]);
546 DRAWTO(XX[1],0.0);
547 "GOTO"ENDNNN;
548 "END";
549 "IF"XX[0]"NOTGREATER"0"THEN""GOTO"ENDNNN;
550 POINTS(1,XX[0],XX,YY,1, CODE[NNN],1);
551 SHEAR(LSHEAR,LSHEAR*0.25,0,LSHEAR);
552 OUTPUT(67,("ZZD"),,NNN);
553 SHEAR(LSHEAR,0,0,LSHEAR);
554 "IF"GUSSH[ZHDE,ZPR]"GREATER"XX(XX[0])
555 "THEN"
556 "BEGIN"
557 MOVETO(GUSSH[ZHDE,ZPR],YY(XX[0]));
558 MOVEON(0,-0.75);MARK[CODE[NNN]];
559 MOVEON(0,0.75);MARK[CODE[NNN]];
560 MOVEON(0,0.75);MARK[CODE[NNN]];
561 "END"
562 "ELSE"
563 "BEGIN"
564 "IF"GUSSH[ZHDE,ZPR]"LESS"XX[1]
565 "THEN"
566 "BEGIN"
567 MOVETO(GUSSH[ZHDE,ZPR],YY[1]);
568 MOVEON(0,-0.75);MARK[CODE[NNN]];
569 MOVEON(0,0.75);MARK[CODE[NNN]];
570 MOVEON(0,0.75);MARK[CODE[NNN]];
571 "END"
572 "ELSE"
573 "BEGIN"
574 SPNAT(1,XX[0],2,XX,AA);
575 "FOR"NNNN:=1"STEP"1"UNTIL"NWERT"00"
576 "BEGIN"
577 "IF"GUSSH[ZHDE,ZPR]"LESS"XX[NNNN+1]"THEN"
578 "BEGIN"
579 H1:=GUSSH[ZHDE,ZPR]-XX[NNNN];
580 MOVETO(XX[NNNN]+H1,
581 (((AA[NNNN,3]*H1+AA[NNNN,2])*H1+AA[NNNN,1])*H1+AA[NNNN,0]));
582 MOVEON(0,-0.75);MARK[CODE[NNN]];
583 MOVEON(0,0.75);MARK[CODE[NNN]];
584 MOVEON(0,0.75);MARK[CODE[NNN]];
585 "GOTO"ENDNNN;
586 "END";
587 "END"NNNN;
588 "END";
589 "END";
590 ENDNNN;

```

```

591 "END";
592
593
594
595
596 "COMMENT"*****LEGENDE;
597 WINDOW(200-MASSX,200,290-MASSY-7*(NKURV+2),290);
598 USCALE(0,MASSX,0,0,MASSY+(7*(NKURV+2)),0);
599 SHEAR(LSHEAR,LSHEAR*0.25,0,LSHEAR);
600 FRAME;
601 "FOR"NNN:=NKURV"STEP"-1"UNTIL"1"DO"
602 "BEGIN"
603 ZPR:=ZEICH[NNN,1];
604 ZHDE:=ZEICH[NNN,2];
605 ZST:=ZEICH[NNN,3];
606 MOVEBY(0,3.5);
607 OUTPUT(67,("(18,ZD,18)","",NNN);
608 SHEAR(LSHEAR,0,0,LSHEAR);
609 MARK[CODE[NNN]];
610 SHEAR(LSHEAR,LSHEAR*0.25,0,LSHEAR);
611 H1:=GEW*PREICH[ZPR];
612 OUTPUT(67,("(2B,6(6A),2ZD,2B,6A,B,6A
613 ")",PRTEXT[ZPR,1],PRTEXT[ZPR,2],PRTEXT[ZPR,3],
614 PRTEXT[ZPR,4],PRTEXT[ZPR,5],PRTEXT[ZPR,6],
615 ZHDE,STELL[ZST,1],STELL[ZST,2]);
616 YGRID(7*(NKURV-NNN+1));
617 "END"NNN;
618 MOVEBY(0,3.5);
619 OUTPUT(67,("(B,("NR")",2B,("(" PROTHESE (SCHAFT HALS
620 "(",HOEHE")",2B,("STELLUNG")",2B KOPF) ")")
621 ")");
622 YGRID((NKURV+1)*7);
623 MOVEBY(0,3.5);
624 OUTPUT(67,("(B,("LAST = ")",5ZD,("(" N")""",GEW);
625 YGRID((NKURV+2)*7);
626 "COMMENT"ENDE DER LEGENDE;
627
628
629
630 SKIP:
631 "END"NN;
632 ENDN:
633 "END"N;
634 FORTS:
635
636
637 ABRUCH:
638 "END"BLOCK DYNAMISCHER FELDER;
639 "END"PROGRAMM;

```

OL-60 VERSION 4.1 LEVEL 08 AT PSR 0433

XXALGOL

LEXICOGRAPHIC AND SYNTACTIC DIAGNOSTIC

LINE	159	ADVISORY: NON-FORMAT STRING
LINE	160	ADVISORY: DELIMITER(S) IN STRING
LINE	639	MORE THAN 1024 CHARACTERS IN THIS STRING(IMPLEME
LINE	639	UNTERMINATED STRING STARTS AT LINE 158
LINE	639	RECOVERY: 6 "END"(S) MISSING ... ADDED BY COMPI

SEMANTIC DIAGNOSTICS

LINE	153	OPERAND REGRA IS NOT DECLARED
------	-----	-------------------------------

ABEIDJX. 78/04/28.LRZ CYBER 175-MONO NOS 1.1 L430+.

12.38.45.ECBIOLA,T1.
12.38.46.USER,U7N0101.
12.39.22.CHARGE,U0723001F,STD.
12.39.22.SETTL,10.
12.39.23.MFL,70000.
12.39.23.GET,PR.
12.39.24.RFL,70000.
12.39.39.ALGOL,I=PR.
12.39.39.COMPIATION-OPTIONS BILN
12.40.15. XXALGOL NOT COMPILED
12.40.15. 1.490 CP SECONDS COMPIATION TIME
12.40.16.UEPF, 0.028KUNS.
12.40.16.UEMS, 11.901KUNS.
12.40.16.UECP, 1.498SECS.
12.40.16.AESR, 4.894UNTS.
12.41.21.UCLP, 46, 1.400 KLNS.

0192*LRZZZ4-F00-SONDERLAUF UMGETH SEITE 1 24.04.
START BEN+VW MV770225
LFD11 LFD11 LFD22 LFD33 LFD44 LFD55
LFD11 LFD11 LFD22 LFD33 LFD44 LFD55 LFD55
ENDE BEN+VW 0.17

□LFDAT.,LFD33.LRZZZDD,,M100C

KREIERT: LRZZZDD(0001.00) KAT: LFD33
□TEINTR.,LRZZZDD,,/FREMDSTRICH

ENDE TEINTRAGE (7.01) 3.93
□RESERVIERE,LRZZZDD,0

RESERVIRT: LRZZZDD(0001.00) KAT: LFD33 BELEGT: 11K
□*VAR.(UEB.)=GS

□*DYNKON(UEB.)=-STD-

□DATEI,STD67D,SEQ,U500,U111C

KREIERT: STD67D(0001.00)
□BIBOB.,LRZBPA:GRAPH

START PS&BIBTRANS2 (17.01)

ENDE PS&BIBTRANS2 (17.01) 0.23

START PS&BIBTRANS2 (17.01)
MO CIRCLE WURDE ERZEUGT

ENDE PS&BIBTRANS2 (17.01) 0.69

ENDE BIBOBJEKTE VOM 03.03.77 1.68
□*DNUM.(STARTE)=4U619U618U5

□*DATEI(STARTE)=10=LRZZZDD167-STD67D

□*DUMP(STARTE)=A-NEST

□BIBOB.,LFZBPA:SPNAT

0192*LRZZZ4-F00-SONDERLAUF

UNGETH SEITE

2

24.04.78

#DINF.,TR=LFD,KAT.=LFD33LRZZZD

START DINFORMIERE (15,02)

KATALOG RZZZD:

6KZ RZZZD NICHT LFD-BERECHTIGT

ENDE DINFORMIERE (15,02) 0.13

#DINF.,TR=LFD,KAT.=LRZZZDLFD33

START DINFORMIERE (15,02)

DATEIEN IN KATALOG: LFD33

11K P LRZZZDD(1,00)

11K P LRZZZD(1,00)

ENDE DINFORMIERE (15,02) 0.14

#UEB.,LRZZZD

START PS&ALGGLCOMP (36,01)

MO STDHP WURDE ERZEUGT

START PS&BIBTRANS2 (17,01)

MO SPNAT WURDE ERZEUGT

ENDE PS&BIBTRANS2 (17,01) 0.41

ENDE BIBOBJEKTE VOM 03.03.77 0.96

#LFDAT.,LFD33.LRZZZD--,M1000

KREIERT: LRZZZD(0001,00) KAT: LFD33

#TEINTR.,LRZZZD,,/FREHDSTRING

ENDE TEINTRAGE (7,01) 4.72

#RESERVIERE,LRZZZD,0

RESERVIERT: LRZZZD(0001,00) KAT: LFD33 BELEGT: 11K

AUFTRAG ALS TEILAUFTRAG 000002 AUSGEFUEHRT

LR2224-F00-SDPDERLALF

ENDE 0192 03 04 ENDE 0192 03 04 ENDE 0192 03 04 ENDE 0192 03 04 ENDE 0192 03 04 ENDE

- 188 -

K9I	.75	K
T8I	200	X
P8I	1000	X
D8I	300	SEC
R2I	120	SEC
RK-ZETI	68.541	SEC
TRANS-INDEXI	44.38C	

[illegible]

□*PRINT.(TKOP.)=-STD-

□OKOPIERE

1 ZIELDATEI = LFD33.T208AWC--
2 QUELDATEI = T208GB
6 TRAEGER = LFD33

START OKOPIERE (15.02)

DATENBASIS LFD33 WURDE ERSTELLT.

ENDE OKOPIERE (15.02) 0.52

□RESERVIERE

1 DATEI = LFD33.T208AWC

0957*T208AW-MRT-OVERATH

SEITE 83 - 02.03.77

2 RESERVE = 0

RESERVIERT: LFD33.T208AWC(0001,00) KAT: LFD33 BELEGT: 12K

□STANZE

1 GERAET = SS-SC1
2 INFORMATION = LFD33.T208AWC
3 ANZAHL = 1KOP

AUFTRAG ALS TEILAUFTRAG 000001 AUSGEFUEHRT

ENDE STANZE (21.10) 2.23

□TKOPIERE

1 NAME = T208AWDRDD
2 ZEILE = 1-999999
4 PROTOKOLL = -STD-
5 NUMERIERUNG = 11(6)
6 INFORMATION = /FREMDSTING

000010 50 6 10

000020 MGR. VARUS 5 GRDVALGUS 5 GRDVALGUS10 GRD

000030 3 32 24 200000 1 999999 999999 135

000040 PROTEK MUELLER AISI 3162 STD KURZ 32

000050 6

000060 -4 12 28 44 60 76

000070 1.94'-4 1.94'-4 1.94'-4 1.94'-4 1.94'-4 1.94'-4

000080 072

000090 1

000100 010 005 016 024 044 065 072

000110 020 012 030 045 080 121 134

000120 030 017 043 067 120 160 200

000130 040 025 057 090 158 238 265

000140 050 032 072 112 200 300 338

000150 060 036 085 135 237 358 403

000160 070 044 098 157 276 417 470

000170 080 052 115 183 320 485 550

000180 -1111

017840	050	020	036	026	004	-007	-007		
017850	100	043	069	054	010	-013	-013	- 190 -	
017860	150	064	104	082	018	-020	-021		
017870	200	086	137	110	026	-027	-027		
017880	-1111								
017890	4								
017900	100	038	039	022	-06	-017	-010		
017910	150	056	060	033	-07	-026	-017		
017920	200	073	080	044	-07	-035	-025		
017930	250	090	102	055	-09	-045	-030		
017940	-1111								
017950	-1111								
017960	-1111								
017970	20	32	999999	200000	1	999999	999999	999999	
017980	AESC.	WELLER KURZSCHAFT	125	MED	32				
017990	6								
018000	-4	12	28	44	60	76			
018010	1.94'-4		1.74'-4		1.94'-4		1.94'-4		1.94'-4
018020	72								
018030	1								
018040	020	012	022	032	053	086	127		
018050	030	019	033	048	078	126	187		
018060	040	025	044	063	100	162	242		
018070	050	029	054	076	122	198	295		
018080	060	036	066	095	148	240	360		
018090	-1111								
018100	2								
018110	010	007	014	022	037	064	101		
018120	020	014	027	040	066	124	180		
018130	030	020	038	059	096	163	258		
018140	040	029	053	078	126	214	338		
018150	050	036	065	097	156	266	424		
018160	-1111								
018170	3								
018180	020	010	019	025	040	060	078		
018190	030	015	028	035	057	086	114		
018200	040	020	036	048	074	111	148		
018210	050	025	046	061	092	138	183		
018220	070	035	065	087	130	192	255		
018230	-1111								
018240	4								
018250	020	009	015	016	024	029	021		
018260	040	017	027	033	046	054	043		
018270	060	025	032	050	070	082	068		
018280	080	034	057	068	093	111	094		
018290	100	042	072	086	118	140	122		
018300	-1111								
018310	-1111								
018320	48								
018330	1								
018340	020	012	023	029	046	060	043		
018350	040	022	043	058	090	116	070		
018360	060	034	064	089	138	178	112		
018370	080	046	087	120	185	240	155		
018380	100	057	108	132	234	304	199		
018390	-1111								
018400	2								
018410	030	018	036	054	089	123	091		
018420	040	025	049	072	118	164	120		
018430	050	033	063	092	150	207	150		
018440	060	040	076	110	180	246	180		
018450	070	046	088	130	210	288	210		

018460 -1111
 018470 3
 018480 020 012 015 021 033 047 035
 018490 040 022 034 045 066 085 059
 018500 060 031 052 070 101 127 082
 018510 080 042 069 093 135 168 106
 018520 100 052 087 118 171 210 130
 018530 -1111
 018540 4
 018550 040 018 027 032 043 048 020
 018560 060 026 042 050 065 073 031
 018570 080 035 056 067 088 097 042
 018580 100 042 070 084 110 120 051
 018590 120 050 084 102 134 144 061

- 191 -

018600 -1111
 018610 -1111
 018620 16
 018630 1
 018640 050 032 053 054 043 024 -004
 018650 100 058 102 104 082 045 -008
 018660 150 087 154 161 128 072 -010
 018670 200 115 206 217 174 100 -011
 018680 250 144 260 273 223 131 -010

018690 -1111
 018700 2
 018710 050 037 070 068 052 026 -005
 018720 100 068 113 137 106 058 -007
 018730 150 104 197 207 164 104 -007
 018740 200 136 257 273 223 132 -006

018750 -1111
 018760 3
 018770 050 028 030 048 034 015 -007
 018780 100 054 075 091 068 034 -012
 018790 150 078 112 137 103 054 -016
 018800 200 104 184 184 140 070 -019
 018810 250 129 229 229 177 095 -022

018820 -1111
 018830 4
 018840 050 021 037 031 018 005 -008
 018850 100 042 072 063 042 018 -017
 018860 150 064 110 100 068 032 -023
 018870 200 086 148 137 096 044 -028

018880 -1111
 018890 -1111
 018900 -1111

018910 2 999999 999999 200000 1 999995 999999 999999
 018920 ST.GOERG LANG VIT. SILANG IB KOPF 38

018930 6
 018940 0 24 48 72 96 120
 018950 1.94'-4 1.94'-4 1.94'-4 1.94'-4 1.94'-4 1.94'-4

018960 116
 018970 1
 018980 020 030 043 071 079 084 919
 018990 030 030 043 104 116 124 919
 019000 040 037 078 134 152 163 919
 019010 050 046 098 168 190 205 919

019020 -1111
 019030 2
 019040 010 012 024 044 050 063 919
 019050 020 020 046 081 097 121 919
 019060 030 031 062 123 150 186 919
 019070 040 040 093 165 203 248 919

028350 200 192

- 192 -

028360 -1111

028370 3

028380 050 000

028390 100 001

028400 150 003

028410 200 006

028420 -1111

028430 -1111

028440 -1111

028450 43 999999 999999 17500 1 999999 999999 999999

028460 FEMUR, OHNE P UMPANG UNTEN VENTRAL

028470 1

028480 80

028490 1.94'-4

028500 5

028510 1

028520 050 -108

028530 100 -215

028540 150 -325

028550 200 -437

028560 -1111

028570 2

028580 050 -186

028590 100 -390

028600 123 -487

028610 -1111

028620 3

028630 020 -016

028640 040 -025

028650 060 -037

028660 080 -050

028670 -1111

028680 -1111

028690 -1111

028700 44 999999 999999 17500 1 999999 999999 999999

028710 FEMUR, OHNE P LAENGES LATERAL

028720 5

028730 082 106 130 154 178

028740 1.94'-4 1.94'-4 1.94'-4 1.94'-4 1.94'-4

028750 5

028760 1

028770 050 093 115 110 068 045

028780 100 185 228 218 137 108

028790 150 280 345 330 207 168

028800 -1111

028810 2

028820 050 110 145 153 113 125

028830 100 220 208 315 237 266

028840 123 273 370 300 297 335

028850 -1111

028860 3

028870 020 035 035 029 013 -003

028880 040 065 066 055 020 -008

028890 060 100 100 082 030 -010

028900 -1111

028910 -1111

028920 -1111

028930 -1111

PRUEFSE BRUNTER MUELLER KURZ HOEHE 1 GUSSHOEHE 72.000 STELLUNG VARUS 5 GRD

DMS 1 HOEHE -4.0000000001+000 REGRESSIONSGERADEN:
 AUSSCHLAG = 0.007485714 * TRAFFT [KPI] -0.005333333
 DEHNUNG = 0.00001452 * TRAFFT [KPI] -0.000001032 RUHELAST = 0.712 KP

DMS 2 HOEHE 12 REGRESSIONSGERADEN:
 AUSSCHLAG = 0.016714216 * TRAFFT [KPI] +0.003333333
 DEHNUNG = 0.00003242 * TRAFFT [KPI] +0.000000064 RUHELAST = -0.199 KP

DMS 3 HOEHE 21 REGRESSIONSGERADEN:
 AUSSCHLAG = 0.031742357 * TRAFFT [KPI] -0.172666667
 DEHNUNG = 0.000000058 * TRAFFT [KPI] -0.000032491 RUHELAST = 5.440 KP

DMS 4 HOEHE 44 REGRESSIONSGERADEN:
 AUSSCHLAG = 0.050142857 * TRAFFT [KPI] +0.013333333
 DEHNUNG = 0.000009728 * TRAFFT [KPI] +0.000002587 RUHELAST = -0.266 KP

DMS 5 HOEHE 61 REGRESSIONSGERADEN:
 AUSSCHLAG = 0.080057143 * TRAFFT [KPI] +0.042000001
 DEHNUNG = 0.000015647 * TRAFFT [KPI] +0.000000814 RUHELAST = -0.521 KP

DMS 6 HOEHE 79 REGRESSIONSGERADEN:
 AUSSCHLAG = 0.100542857 * TRAFFT [KPI] +0.032666666
 DEHNUNG = 0.000019505 * TRAFFT [KPI] +0.000000637 RUHELAST = -0.325 KP

PRUEFSE BRUNTER MUELLER KURZ HOEHE 1 GUSSHOEHE 72.000 STELLUNG VALGUS 5 GRD

DMS 1 HOEHE -4.0000000001+000 REGRESSIONSGERADEN:
 AUSSCHLAG = 0.005583333 * TRAFFT [KPI] -0.003888889
 DEHNUNG = 0.00000113 * TRAFFT [KPI] -0.000000754 RUHELAST = 0.697 KP

DMS	2	HOEHE	12	REGRESSIONSGERADEN:		
AUSSCHLAG	=	0.01466567	*	TRAFT [Kp]	-0.005777776	
DEFLEUNG	=	0.00002225	*	TRAFT [Kp]	-0.000001121	RUHELAST = 0.534 Kp
DMS	3	HOEHE	2,	REGRESSIONSGERADEN:		
AUSSCHLAG	=	0.017366667	*	TRAFT [Kp]	-0.014444444	
DEFLEUNG	=	0.00003427	*	TRAFT [Kp]	-0.000002802	RUHELAST = 0.818 Kp
DMS	4	HOEHE	44	REGRESSIONSGERADEN:		
AUSSCHLAG	=	0.02805776	*	TRAFT [Kp]	+0.036666667	
DEFLEUNG	=	0.00005442	*	TRAFT [Kp]	+0.000006531	RUHELAST = -1.200 Kp
DMS	5	HOEHE	6,	REGRESSIONSGERADEN:		
AUSSCHLAG	=	0.039066667	*	TRAFT [Kp]	-0.004000000	
DEFLEUNG	=	0.00007579	*	TRAFT [Kp]	-0.000000776	RUHELAST = 0.102 Kp
DMS	6	HOEHE	79	REGRESSIONSGERADEN:		
AUSSCHLAG	=	0.036433333	*	TRAFT [Kp]	-0.019333333	
DEFLEUNG	=	0.00007078	*	TRAFT [Kp]	-0.000003751	RUHELAST = 0.531 Kp
PRÜFTESTE		BRÜTTER	URTEILER	KURZ	HOEHE	1 GUSSENHE 72.000 STELLUNG VALGUS 10 GRD
DMS	1	HOEHE	-4,	REGRESSIONSGERADEN:		
AUSSCHLAG	=	0.000714226	*	TRAFT [Kp]	+0.041428571	
DEFLEUNG	=	0.00000015	*	TRAFT [Kp]	+0.000000803	RUHELAST = -8.788 Kp
DMS	2	HOEHE	12	REGRESSIONSGERADEN:		
AUSSCHLAG	=	0.009035714	*	TRAFT [Kp]	+0.052142857	
DEFLEUNG	=	0.00001753	*	TRAFT [Kp]	+0.000010116	RUHELAST = -5.771 Kp

DMS 3 HOEHE 21 REGRESSIONSGERADEN: RUHELAST =
 AUSSCHLAG = 0.012910714 * KRAFT [KP] +0.07464285/
 DEHNUNG = 0.001002515 * KRAFT [KP] +0.000014481

DMS 4 HOEHE 44 REGRESSIONSGERADEN: RUHELAST =
 AUSSCHLAG = 0.017732142 * KRAFT [KP] +0.123928571
 DEHNUNG = 0.001003440 * KRAFT [KP] +0.000024042

DMS 5 HOEHE 61 REGRESSIONSGERADEN: RUHELAST =
 AUSSCHLAG = 0.017003571 * KRAFT [KP] +0.222500000
 DEHNUNG = 0.001003154 * KRAFT [KP] +0.000043102

DMS 6 HOEHE 71 REGRESSIONSGERADEN: RUHELAST =
 AUSSCHLAG = 0.005303571 * KRAFT [KP] +0.13928571
 DEHNUNG = 0.001001029 * KRAFT [KP] +0.000025982

PROTIESE 8PRINTEX MUELLER KURZ HOEHE 2 GUSSTHOEHE 48.000 STELLUNG NORM

DMS 1 HOEHE -4.000000000000000000 REGRESSIONSGERADEN: RUHELAST =
 AUSSCHLAG = 0.006237815 * KRAFT [KP] -0.012743902
 DEHNUNG = 0.001001210 * KRAFT [KP] -0.000002472

DMS 2 HOEHE 12 REGRESSIONSGERADEN: RUHELAST =
 AUSSCHLAG = 0.014201220 * KRAFT [KP] -0.008475610
 DEHNUNG = 0.000002755 * KRAFT [KP] -0.000001644

DMS 3 HOEHE 20 REGRESSIONSGERADEN: RUHELAST =
 AUSSCHLAG = 0.022582927 * KRAFT [KP] -0.05634464
 DEHNUNG = 0.001004410 * KRAFT [KP] -0.000010930

DMS	4	HOEHE	44	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG	5	0.039353659	* KRAFT [Kp]		+0.072073171							
DEHNUNG		0.000007635	* KRAFT [Kp]		+0.0000013982							
DMS	5	HOEHE	60	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.039082927	* KRAFT [Kp]		-0.256341464							
DEHNUNG		0.000007698	* KRAFT [Kp]		-0.0000049730							
DMS	6	HOEHE	70	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.011365854	* KRAFT [Kp]		-0.192682921							
DEHNUNG		0.000000215	* KRAFT [Kp]		-0.0000037380							
PROTIPSE		8)POTTEK	WÄRLER									
DMS	1	HOEHE	-4.000000000000000	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.007085396	* KRAFT [Kp]		+0.023048781							
DEHNUNG		0.000001375	* KRAFT [Kp]		+0.0000004471							
DMS	2	HOEHE	12	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.016432927	* KRAFT [Kp]		+0.016890244							
DEHNUNG		0.000003189	* KRAFT [Kp]		+0.0000003271							
DMS	3	HOEHE	20	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.027420732	* KRAFT [Kp]		+0.023597561							
DEHNUNG		0.000005320	* KRAFT [Kp]		+0.0000004576							
DMS	4	HOEHE	44	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.049585306	* KRAFT [Kp]		+0.128048780							
DEHNUNG		0.001009620	* KRAFT [Kp]		+0.000024841							
DMS	5	HOEHE	60	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	6	HOEHE	70	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	7	HOEHE	80	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	8	HOEHE	90	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	9	HOEHE	100	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	10	HOEHE	110	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	11	HOEHE	120	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	12	HOEHE	130	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	13	HOEHE	140	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	14	HOEHE	150	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	15	HOEHE	160	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	16	HOEHE	170	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	17	HOEHE	180	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	18	HOEHE	190	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	19	HOEHE	200	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	20	HOEHE	210	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	21	HOEHE	220	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	22	HOEHE	230	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	23	HOEHE	240	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	24	HOEHE	250	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	25	HOEHE	260	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	26	HOEHE	270	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	27	HOEHE	280	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	28	HOEHE	290	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	29	HOEHE	300	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	30	HOEHE	310	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	31	HOEHE	320	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	32	HOEHE	330	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	33	HOEHE	340	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	34	HOEHE	350	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	35	HOEHE	360	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	36	HOEHE	370	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	37	HOEHE	380	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	38	HOEHE	390	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	39	HOEHE	400	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	40	HOEHE	410	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	41	HOEHE	420	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	42	HOEHE	430	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	43	HOEHE	440	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	44	HOEHE	450	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	45	HOEHE	460	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	46	HOEHE	470	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	47	HOEHE	480	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	48	HOEHE	490	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	49	HOEHE	500	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	50	HOEHE	510	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	51	HOEHE	520	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	52	HOEHE	530	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	53	HOEHE	540	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	54	HOEHE	550	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	55	HOEHE	560	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	56	HOEHE	570	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	57	HOEHE	580	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	58	HOEHE	590	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	59	HOEHE	600	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	60	HOEHE	610	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	61	HOEHE	620	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	62	HOEHE	630	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	63	HOEHE	640	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	64	HOEHE	650	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	65	HOEHE	660	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	66	HOEHE	670	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	67	HOEHE	680	REGRESSIONSGERÄDEN:								
AUSSCHLAG		0.054841471	* KRAFT [Kp]		-0.242804870							
DMS	68	HOEHE	690	REGRESSIONSGERÄDEN:								

1 128*120844-1RT-IVERAT 1

SEITE 14

11.02.77 LRZ-MUENCHEN TR440 172027

DEHNUNG	=	0.000010619	* KRAFT	[KP]	-0.0000477104	RUHELAST	=	4.427	KP
---------	---	-------------	---------	------	---------------	----------	---	-------	----

DMS	6	HOEFLE	76	REGRESSIONSGERADEN:					
AUSSCHLAG	=	0.016487815	* KRAFT	[KP]	-0.158292683	RUHELAST	=	9.601	KP
DEHNUNG	=	0.000003109	* KRAFT	[KP]	-0.0000030705				

PRUEFSE	APRUTEN	MUELLER	KURZ	HOEFLE	2	GUSSEHEHE	48.000	STELLUNG	VALGUS	5	GRD
---------	---------	---------	------	--------	---	-----------	--------	----------	--------	---	-----

DMS	1	HOEFLE	-4	REGRESSIONSGERADEN:					
AUSSCHLAG	=	0.005571429	* KRAFT	[KP]	-0.011428571	RUHELAST	=	2.051	KP
DEHNUNG	=	0.000001081	* KRAFT	[KP]	-0.0000002217				

DMS	2	HOEFLE	12	REGRESSIONSGERADEN:					
AUSSCHLAG	=	0.011471429	* KRAFT	[KP]	-0.037428571	RUHELAST	=	3.253	KP
DEHNUNG	=	0.000000225	* KRAFT	[KP]	-0.0000007261				

DMS	3	HOEFLE	21	REGRESSIONSGERADEN:					
AUSSCHLAG	=	0.017600000	* KRAFT	[KP]	-0.070666667	RUHELAST	=	4.015	KP
DEHNUNG	=	0.000003414	* KRAFT	[KP]	-0.0000013705				

DMS	4	HOEFLE	44	REGRESSIONSGERADEN:					
AUSSCHLAG	=	0.027514286	* KRAFT	[KP]	+0.070380954	RUHELAST	=	-2.558	KP
DEHNUNG	=	0.000000538	* KRAFT	[KP]	+0.0000013654				

DMS	5	HOEFLE	63	REGRESSIONSGERADEN:					
AUSSCHLAG	=	0.025085714	* KRAFT	[KP]	-0.1234380954	RUHELAST	=	9.343	KP
DEHNUNG	=	0.000004667	* KRAFT	[KP]	-0.0000045476				

DMS	6	HOEFLE	76	REGRESSIONSGERADEN:					
AUSSCHLAG	=	0.000342857	* KRAFT	[KP]	-0.167523810	RUHELAST	=	26.411	KP
DEHNUNG	=	0.000001231	* KRAFT	[KP]	-0.0000032500				

PROTILFSE

8PRNTEK HUELLER

KURZ HOEHE 2 GUSSHOEHE

48.000 STELLUNG VALGUS 10 GRD

DMS
AUSSCHLAG =
DEHNUNG =HOEHE -4.0000000000000000
0.004721429 * KRAFT [KP]
0.000000916 * KRAFT [KP]REGRESSIONSGERADEN:
-0.014000000
-0.0000002716

RUHELAST = 2.965 KP

DMS
AUSSCHLAG =
DEHNUNG =HOEHE 12
0.008864216 * KRAFT [KP]
0.000001720 * KRAFT [KP]REGRESSIONSGERADEN:
+0.026000000
+0.000003044

RUHELAST = -2.933 KP

DMS
AUSSCHLAG =
DEHNUNG =HOEHE 21
0.012435714 * KRAFT [KP]
0.000002413 * KRAFT [KP]REGRESSIONSGERADEN:
+0.061000000
+0.0000011834

RUHELAST = -4.905 KP

198
DMS
AUSSCHLAG =
DEHNUNG =HOEHE 44
0.017628571 * KRAFT [KP]
0.000003420 * KRAFT [KP]REGRESSIONSGERADEN:
+0.118000000
+0.0000036472

RUHELAST = -10.665 KP

DMS
AUSSCHLAG =
DEHNUNG =HOEHE 61
0.012400000 * KRAFT [KP]
0.000002416 * KRAFT [KP]REGRESSIONSGERADEN:
+0.046000000
+0.0000008924

RUHELAST = -3.710 KP

DMS
AUSSCHLAG =
DEHNUNG =HOEHE 70
0.001542857 * KRAFT [KP]
0.000000209 * KRAFT [KP]REGRESSIONSGERADEN:
-0.024000000
-0.0000004656

RUHELAST = 15.556 KP

PROTILFSE

8PRNTEK HUELLER

KURZ HOEHE 3 GUSSHOEHE 16.000 STELLUNG NORM

DMS
AUSSCHLAG =HOEHE -4.0000000000000000
0.000000000 * KRAFT [KP]REGRESSIONSGERADEN:
-0.048000000

16.000 STELLUNG NORM

1,25x120x44-11T-IVLEKAT-I

SEITE 15

11.02.77 LRZ-MUELCHEN TR440

172027

DEHNUNG = 0.0000136F * KRAFT [Kp] -0.000000931e

RUHELAST = 6.857 Kp

DMS 2 HOEHE 12 REGRESSIONSGERADEN:
AUSSCHLAG = 0.014600000 * KRAFT [Kp] +0.006000000
DEHNUNG = 0.0000002812 * KRAFT [Kp] +0.000012804

RUHELAST = -4.521 Kp

DMS 3 HOEHE 24 REGRESSIONSGERADEN:
AUSSCHLAG = 0.012975000 * KRAFT [Kp] +0.007000000
DEHNUNG = 0.00002517 * KRAFT [Kp] +0.000001358

RUHELAST = -0.539 Kp

DMS 4 HOEHE 44 REGRESSIONSGERADEN:
AUSSCHLAG = 0.008600000 * KRAFT [Kp] -0.025600000
DEHNUNG = 0.0000166F * KRAFT [Kp] -0.000049664

RUHELAST = 29.767 Kp

DMS 5 HOEHE 64 REGRESSIONSGERADEN:
AUSSCHLAG = 0.001450000 * KRAFT [Kp] -0.014000000
DEHNUNG = 0.00000211 * KRAFT [Kp] -0.000002716

RUHELAST = 9.655 Kp

DMS 6 HOEHE 74 REGRESSIONSGERADEN:
AUSSCHLAG = -0.001400000 * KRAFT [Kp] +0.004600000
DEHNUNG = -0.00000272 * KRAFT [Kp] +0.000008924

RUHELAST = 32.857 Kp

PRUEFTEK MITLER KURZ HOEHE 3 GUSSSTUEBE 16.000 STELLUNG VARUS 5 GRD

DMS 1 HOEHE -4.000000000 * KRAFT [Kp] +0.000000000
AUSSCHLAG = 0.007450000 * KRAFT [Kp] +0.010000000
DEHNUNG = 0.00001465 * KRAFT [Kp] +0.000001940

RUHELAST = -1.342 Kp

DMS 2 HOEHE 12 REGRESSIONSGERADEN:
AUSSCHLAG = 0.017275000 * KRAFT [Kp] +0.025000000
DEHNUNG = 0.000003851 * KRAFT [Kp] +0.000004850

RUHELAST = -1.447 Kp

DMS	3	HUEHE	28	REGRESSIONSGERÄDEN:
AUSSCHLAG	=	0.015750000	* KRAFT [KPJ]	-0.026000000
DEHNUNG	=	0.000003056	* KRAFT [KPJ]	-0.000005044
RUELAST =				1.651 KP
DMS	4	HUEHE	44	REGRESSIONSGERÄDEN:
AUSSCHLAG	=	0.009275000	* KRAFT [KPJ]	-0.007100000
DEHNUNG	=	0.000001709	* KRAFT [KPJ]	-0.000013774
RUELAST =				7.655 KP
DMS	5	HUEHE	51	REGRESSIONSGERÄDEN:
AUSSCHLAG	=	0.004150000	* KRAFT [KPJ]	-0.042000000
DEHNUNG	=	0.000000417	* KRAFT [KPJ]	-0.000000146
RUELAST =				19.535 KP
DMS	6	HUEHE	74	REGRESSIONSGERÄDEN:
AUSSCHLAG	=	-0.001900000	* KRAFT [KPJ]	-0.002000000
DEHNUNG	=	-0.00000272	* KRAFT [KPJ]	-0.000000038
RUELAST =				-1.429 KP
PROTIPSE		APFOTTER HELFFIN	KURZ HUEHE	3 GUSSENHE
DMS	1	HUEHE	-4	REGRESSIONSGERÄDEN:
AUSSCHLAG	=	0.005750000	* KRAFT [KPJ]	+0.014000000
DEHNUNG	=	0.000001116	* KRAFT [KPJ]	+0.000000276
RUELAST =				-2.435 KP
DMS	2	HUEHE	12	REGRESSIONSGERÄDEN:
AUSSCHLAG	=	0.012000000	* KRAFT [KPJ]	+0.068000000
DEHNUNG	=	0.000002328	* KRAFT [KPJ]	+0.000013194
RUELAST =				-5.667 KP
DMS	3	HUEHE	21	REGRESSIONSGERÄDEN:
AUSSCHLAG	=	0.010575000	* KRAFT [KPJ]	+0.021000000
DEHNUNG	=	0.000002032	* KRAFT [KPJ]	+0.0000004074
RUELAST =				-1.986 KP

1028*1208AM-NRT-LIVERAT I

SEITE 16

11.02.77

LRZ-MUENCHEN

TR440

172027

DMS 4	HOEHE	REGRESSIONSGERADEN:			
AUSSCHLAG	0.005475000 *	GRAFT [KP]	-0.001000000		
DEHNUNG	0.000001002 *	GRAFT [KP]	-0.000000194	RUHELAST =	0.183 KP
DMS 5	HOEHE	REGRESSIONSGERADEN:			
AUSSCHLAG	0.000775000 *	GRAFT [KP]	+0.009000000	RUHELAST =	-11.613 KP
DEHNUNG	0.000000000 *	GRAFT [KP]	+0.000001740		
DMS 6	HOEHE	REGRESSIONSGERADEN:			
AUSSCHLAG	-0.001425000 *	GRAFT [KP]	-0.009000000	RUHELAST =	-6.316 KP
DEHNUNG	-0.000000000 *	GRAFT [KP]	-0.000000740		
PRUEFUNGSE	APIETER KUELLER	KURZ	HOEHE 3	GUSSTHOEHE	16.000 STELLUNG VALGUS 10 GRD
DMS 1	HOEHE	REGRESSIONSGERADEN:			
AUSSCHLAG	-4.000000000 *	GRAFT [KP]	+0.021000000	RUHELAST =	-4.179 KP
DEHNUNG	0.000000000 *	GRAFT [KP]	+0.0000004074		
DMS 2	HOEHE	REGRESSIONSGERADEN:			
AUSSCHLAG	0.009500000 *	GRAFT [KP]	-0.016000000	RUHELAST =	1.608 KP
DEHNUNG	0.000001930 *	GRAFT [KP]	-0.0000003104		
DMS 3	HOEHE	REGRESSIONSGERADEN:			
AUSSCHLAG	0.004150000 *	GRAFT [KP]	-0.024000000	RUHELAST =	2.945 KP
DEHNUNG	0.000001511 *	GRAFT [KP]	-0.0000004650		
DMS 4	HOEHE	REGRESSIONSGERADEN:			
AUSSCHLAG	0.003050000 *	GRAFT [KP]	-0.016000000	RUHELAST =	4.384 KP
DEHNUNG	0.000000000 *	GRAFT [KP]	-0.0000003104		
DMS 5	HOEHE	REGRESSIONSGERADEN:			
AUSSCHLAG	0.000000000 *	GRAFT [KP]	+0.000000000	RUHELAST =	99999999.070 KP
DEHNUNG	0.000000000 *	GRAFT [KP]	+0.000000000		

DMS 6 HUEHE 7" REGRESSIONSGERADEN:
 AUSSC-FLAG = -0.0150000 * KRAFT [KP] -0.030000000
 DEHNUNG = -0.0000030 * KRAFT [KP] -0.000005820 RUHELAST = -19.355 KP

PRÜFSTRE

DMS 1 HUEHE -4.200000000+000 REGRESSIONSGERADEN:
 AUSSC-FLAG = 0.005000000 * KRAFT [KP] -0.032000000
 DEHNUNG = 0.00001273 * KRAFT [KP] -0.000006200 RUHELAST = 4.878 KP

DMS 2 HUEHE 12" REGRESSIONSGERADEN:
 AUSSC-FLAG = 0.013000000 * KRAFT [KP] -0.112000000
 DEHNUNG = 0.00002677 * KRAFT [KP] -0.000021720 RUHELAST = 8.116 KP

DMS 3 HUEHE 2" REGRESSIONSGERADEN:
 AUSSC-FLAG = 0.011000000 * KRAFT [KP] -0.188000000
 DEHNUNG = 0.00002027 * KRAFT [KP] -0.000036470 RUHELAST = 15.878 KP

DMS 4 HUEHE 4" REGRESSIONSGERADEN:
 AUSSC-FLAG = 0.005180000 * KRAFT [KP] -0.163000000
 DEHNUNG = 0.00001109 * KRAFT [KP] -0.000031620 RUHELAST = 26.375 KP

DMS 5 HUEHE 6" REGRESSIONSGERADEN:
 AUSSC-FLAG = 0.000040000 * KRAFT [KP] -0.047000000
 DEHNUNG = 0.00000102 * KRAFT [KP] -0.000002110 RUHELAST = 50.000 KP

DMS 7 HUEHE 7" REGRESSIONSGERADEN:
 AUSSC-FLAG = -0.000120000 * KRAFT [KP] +0.016000000

T208AM-MRT-OVERATH

ANFANG 0957 02 15 ANFANG 0957 02 15 ANFANG 0957 02 15 ANFANG 0957 02 15 ANFANG 0957 02 15 ANFANG 0957 02 15

```

**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **
**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **
**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **
**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **
**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **

```

```

**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **
**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **
**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **

```

```

**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **
**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **
**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **

```

```

**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **
**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **
**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **

```

```

**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **
**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **
**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **

```

```

**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **
**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **
**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **

```

```

**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **
**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **
**  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **  **

```

DATUM: 02.03.77
 ANF.-ZEIT: 22.10 UHR
 BEN: T208AM-MRT-OVERATH
 PKZ:
 ANF-Z. 01-04:
 EING. F22-15

0957*1208A4-IRT-OVERAT1

00000000000000000000

1 ZUSTAND = 111

0TKOPIERE

1 NAME = AUS

2 ZEILE = 1-97999

4 PROTOKOLL = -STO-

5 NUMERIERUNG = 111(6)

6 INFORMATION = /PRENDSTRING

0957*1208A4-IRT-OVERAT1

000675

000676

000677

000678

000679

000680

000681

000682

000683

000684

000685

000686

000687

000688

000689

000690

000691

000692

000693

000694

000695

000696

PROTHESE 44

5.000 STELLUNG VALGUS 20 GRD

DMS 4

ZUWENIG PTE FÜR REPRESSION

HOEHE 154

PROTHESE 44

5.000 STELLUNG VALGUS 20 GRD

DMS 5

ZUWENIG PTE FÜR REPRESSION

HOEHE 178

ES WURDE DIE DATEI VON 44

PROTHESEN GELESEN

MIT MAXIMAL 6 GEHNESSTELLEN

UND MAXIMAL 4 GUSSTIEHEN

SEITE 1

02.03.77

LRZ-MUENCHEN TR440

172027

SEITE 12

02.03.77

LRZ-MUENCHEN TR440

172027

LAENGS

LATERAL HOEHE

1 GUSSTIEHE

LAENGS

LATERAL HOEHE

1 GUSSTIEHE

ENDE TKOPIERE (6.17) 1.79

TKOPIERE

1 NAME = T20808
 2 ZEILE = 1-999999
 4 PROTOKOLL = KC
 5 NUMERIERUNG = 11-6
 6 INFORMATION = /FREMDSPEICUNG
 000010 140 160

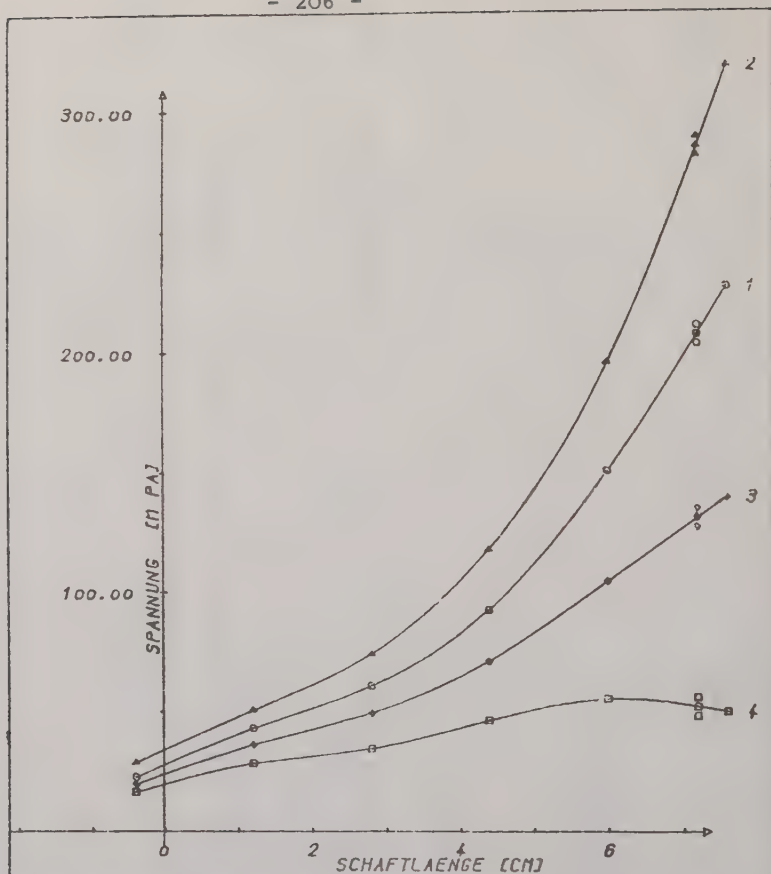
:
 :
 :

002420 1000
 002430 20 1 1 20 1 2 20 1 3 20 1 4
 002440 -1111
 002450 1000
 002460 20 2 1 20 2 2 20 2 3 20 2 4
 002470 -1111
 002480 1000
 002490 20 3 1 20 3 2 20 3 3 20 3 4
 002500 -1111

:
 :
 :

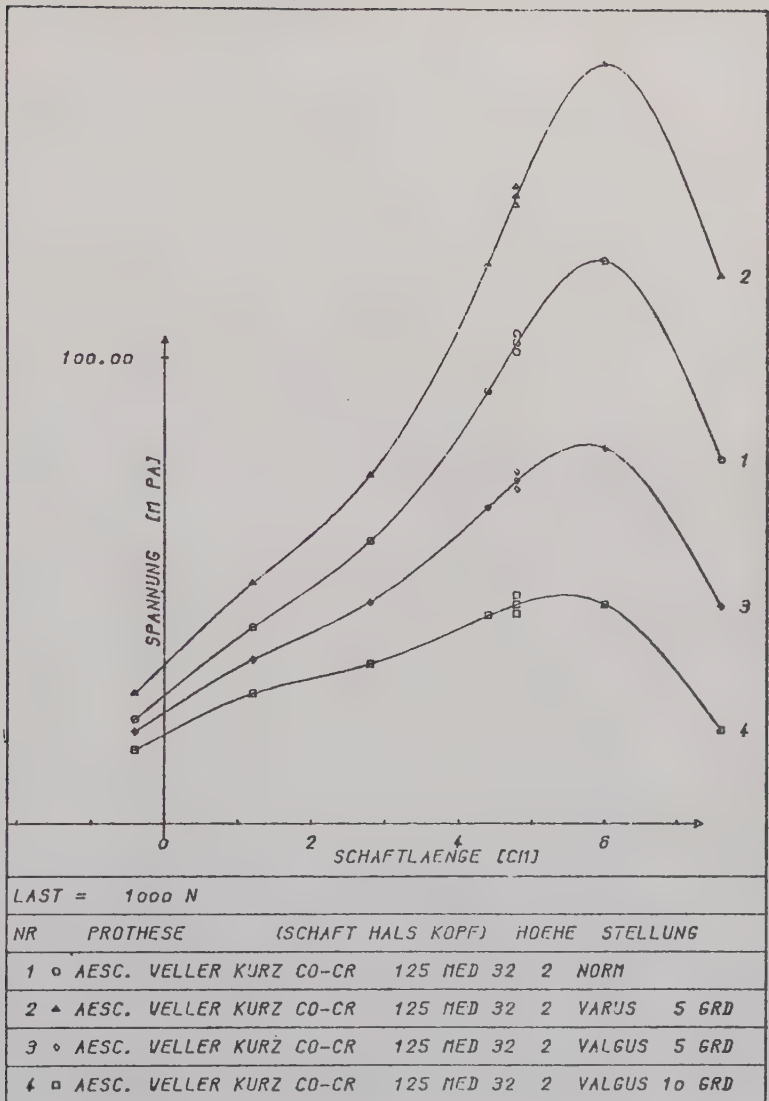
006650 -1111
 006660 -1111

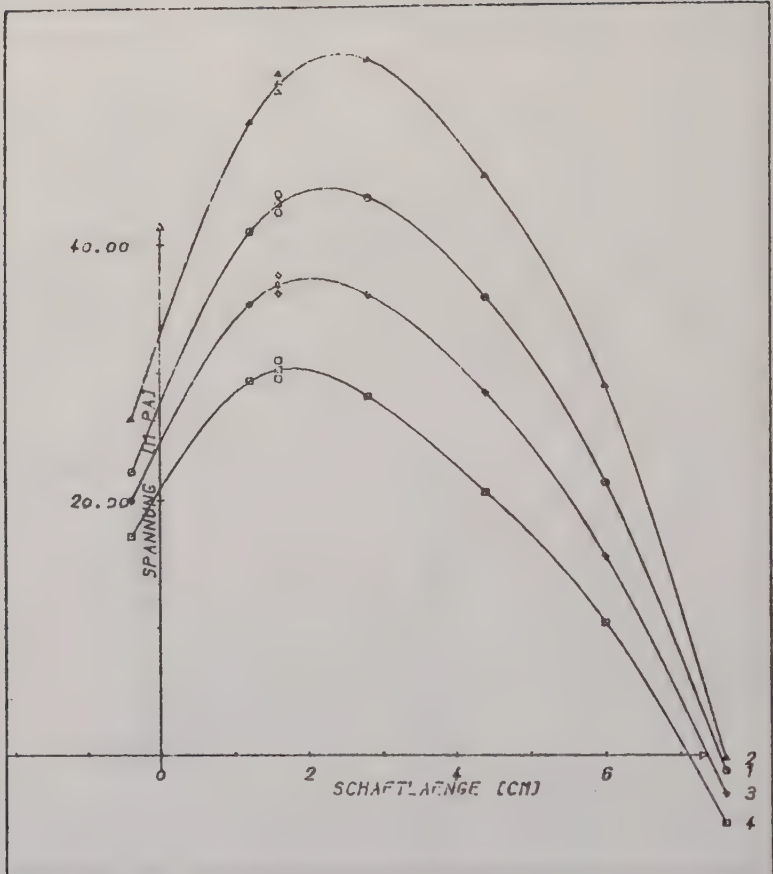
ENDE TKOPIERE (6.17) 2.25
 **PROT(TKOP.)=KC



LAST = 1000 N

NR	PROTHESE	(SCHAFT HALS KOPF)	HOEHE	STELLUNG
1	o AESC. VELLER KURZ CO-CR	125 MED 32	1	NORM
2	o AESC. VELLER KURZ CO-CR	125 MED 32	1	VARUS 5 GRD
3	o AESC. VELLER KURZ CO-CR	125 MED 32	1	VALGUS 5 GRD
4	o AESC. VELLER KURZ CO-CR	125 MED 32	1	VALGUS 10 GRD





LAST = 1000 N

NR	PROTHESE	(SCHAFT HALS KOPF)	HOEHE	STELLUNG
1	■ AESC. VELLER KURZ CO-CR	125 MED 32	3	NORM
2	▲ AESC. VELLER KURZ CO-CR	125 MED 32	3	VARUS 5 GRD
3	◊ AESC. VELLER KURZ CO-CR	125 MED 32	3	VALGUS 5 GRD
4	■ AESC. VELLER KURZ CO-CR	125 MED 32	3	VALGUS 10 GRD

Lebenslauf

Als einziges Kind von Kurt Rotter und seiner Ehefrau Hildegard, geborene Scharfen, wurde ich, Hans Joachim Rotter, am 28.12.1950 in Kaufbeuren geboren. Von September 1957 bis Juli 1959 besuchte ich die Volksschule in Marktoberdorf, danach bis Juli 1961 in Kaufbeuren Neugablonz. Beginnend mit dem Schuljahr 1961/62 trat ich in das Staatliche Gymnasium Kaufbeuren ein. Ein Jahr darauf verstarb mein Vater im Alter von 42 Jahren. 1970 legte ich im Gymnasium Kaufbeuren die Reifeprüfung ab. Ab dem Wintersemester 1970/71 nahm ich das Studium der Mathematik an der Technischen Universität München auf. Bald nach der Vorprüfung wandte sich mein Interesse der Medizin zu, wobei ich von vorneherein eine Kombination von Human- und Zahnmedizin anstrebte. Diese Absicht konkretisierte sich ab dem sechsten Semester. Ich hielt es jedoch nicht für sinnvoll, mein schon relativ weit fortgeschrittenes Studium abzubrechen, obwohl dies einen Zeitverlust bedeutete. Neben meiner Vorbereitung auf das Examen besuchte ich bereits Vorlesungen und erwarb Scheine für das Human- und Zahnmedizinstudium. Im Frühjahr 1975 legte ich nach neun Semestern das Staatsexamen für das Lehramt an Gymnasien in der Fächerkombination Mathematik und Physik ab. Danach konnte ich mich ganz den neuen Studienrichtungen, beide an der Ludwig-Maximilians-Universität München, widmen. Mein Examen in Zahnheilkunde fand von Februar bis April 1980 statt, in Humanmedizin im Mai 1980. Während meines Studiums entstand auch diese Arbeit unter der Anleitung von Prof. Dr. M. Jäger und Priv. Doz. Dr. M. Ungethüm an der Orthopädischen Klinik München.

